

修士学位論文

体幹運動に着目した 歩行支援ウェアの開発

指導教授 長谷 和徳 教授

平成 29年 1月 19日 提出

首都大学東京大学院

理工学研究科 機械工学 専攻

学修番号 15883316

氏 名 原口 直登

学位論文要旨（修士（工学））

論文著者名 原口 直登

論文題名：体幹運動に着目した歩行支援ウェアの開発

本文

近年の高齢社会に伴い、歩行支援ウェアの研究が進んでいる。歩行支援ウェアは安全で軽量といった、人間が装着するという実用的な観点から有効である反面、モータなどの動力を用いないため十分な歩行支援効果を得られないことが課題となっている。現存の歩行支援ウェアは下肢の 2 次元的な動きにのみ着目したものがほとんどであるが、**The Spinal Engine** では、「歩行の本質は体幹や上肢の運動であり、下肢の運動はそれに付随するものである」とされており、また体幹トレーニングやポールウォーキングのように、体幹や上肢の運動を歩行に取り入れたものも存在する。そこで我々は歩行時の体幹運動に着目し、体幹の運動を下肢へ伝達することで歩行を支援する歩行支援ウェアを開発した。開発した歩行支援ウェアの歩行支援効果を調査したところ、股関節モーメントの伸展側に支援効果が得られた。しかし歩行全体の支援としては不十分であり、着心地や気易さなどの装着性の面で課題もある。そこで本研究では、開発を進めている歩行支援ウェアの支援効果と装着性の向上を目的とし、新たな歩行支援ウェアの開発を行った。

第 1 章は研究背景や目的について述べる。

第 2 章は歩行支援ウェアと開発構想について述べる。

第 3 章は実験に基づいた歩行支援ウェアの機能最適化について述べる。

歩行支援ウェアは体幹と下肢をエラストマー（弾性素材）のベルトによって接続し、体幹と下肢の運動によりエラストマーベルトが伸縮するような構造となっている。エラストマーベルトの伸縮に応じた張力によって股関節まわりにモーメントを発生させ、股関節運動を支援する。エラストマーベルトの張力はベルトを配置する位置とベルトの素材によって変化するため、ベルト位置と素材の最適化を行った。

第4章と第5章では歩行支援ウェアの評価実験について述べる。

機能最適化の結果に基づき歩行支援ウェアを製作後、性能評価実験を行った。実験は平地歩行実験と階段歩行実験を行い、歩行支援ウェアの歩行支援効果を評価することを目的とした。実験は健常成人男性13名を対象とし、歩行支援ウェア着用時と未着用時の歩行動作を計測した。計測にはモーションキャプチャシステムとフォースプレート、エラストマーベルトの張力を計測するための張力計、筋電図センサを使用し、着用時と未着用時の股関節モーメントと体幹部分の筋電図を算出、両者の比較を行った。実験の結果、平地歩行時は両脚支持期から遊脚時にかけて歩行支援ウェア着用により約25%の歩行支援効果が得られ、支援効果の高い歩行支援ウェアの開発に成功した。階段歩行時は上り動作時に支援効果が得られたが、下り動作時に負担増となることがわかった。

第6章では結論を述べる。

本研究の結論を以下に示す。

- 体幹運動により下肢運動を支援する歩行支援ウェアの開発を行った。
- エラストマーベルトの位置と素材を最適化することで高い歩行支援効果が期待できる歩行支援ウェアの製作を行った。
- 歩行実験の結果、平地歩行時の両脚支持期から遊脚時にかけて約25%の支援効果と、階段歩行時の上り動作時に支援効果が得られた。

目次

第1章 序論	1
1-1 研究背景	2
1-1-1 歩行支援装置	2
1-1-2 歩行時の上肢・体幹運動	4
1-1-3 高齢者の歩行	4
1-2 先行研究	4
1-3 研究目的	4
第2章 歩行支援ウェアの開発構想	5
2-1 関節モーメント	6
2-2 歩行時の体幹運動	7
2-3 歩行支援機構	8
2-3-1 エラストマーベルトによる歩行支援機構	8
2-3-2 体幹運動伝達機構	9
2-4 試作ウェアの概要	10
2-4-1 基本構造	10
2-4-2 試作ウェアの評価	11
2-4-3 試作ウェアの課題点	12
第3章 歩行支援ウェアの機能最適化	13
3-1 機能最適化方法	14
3-2 ベルト位置最適化	15
3-2-1 目的	15
3-2-2 方法	16
3-2-3 結果	17
3-2-4 考察	19
3-2-5 膝関節屈伸運動を用いた支援機構の導入	20
3-2-6 最適ベルト位置の決定	21
3-3 ベルト素材最適化	22
3-3-1 目的	22
3-3-2 方法	22
3-3-3 結果	24
3-3-4 考察	25
3-3-5 最適ベルト素材の決定	28

3-4	股関節ーベルト距離最適化	30
3-5	歩行支援ウェアの製作	30
第4章	平地歩行評価実験	33
4-1	実験目的	34
4-2	実験方法	34
4-3	実験装置	35
4-3-1	モーションキャプチャシステム	35
4-3-2	据置式フォースプレート	35
4-3-3	マットスイッチ	35
4-3-4	張力計	36
4-3-5	筋電図センサ	38
4-3-6	歩行路	38
4-3-7	実験装置全体の接続方法	39
4-4	解析方法	40
4-4-1	関節モーメント解析方法	40
4-4-2	歩行支援ウェア着用時の関節モーメント解析方法	42
4-4-3	筋電図解析方法	44
4-5	実験結果	46
4-5-1	歩行周期, 歩行速度, 歩幅	46
4-5-2	床反力	47
4-5-3	関節角度	48
4-5-4	関節角速度	49
4-5-5	関節モーメント	50
4-5-6	関節パワー	51
4-5-7	支援モーメント	52
4-5-8	股関節モーメント比較結果	52
4-5-9	筋電図	54
4-5-10	官能実験	55
4-6	考察	56
4-6-1	平地歩行時の歩行支援効果	56
4-6-2	体幹負担と不快感	57
4-6-3	膝関節への影響	58
4-6-4	体格の影響	60
4-6-5	体幹回旋角度の影響	62

第 5 章 階段歩行評価実験	64
5-1 実験目的	65
5-2 実験方法	65
5-3 実験装置	66
5-3-1 装着式フォースプレート	66
5-3-2 階段	66
5-4 解析方法	67
5-5 実験結果	67
5-5-1 歩行周期, 歩行速度, 歩幅	67
5-5-2 床反力	68
5-5-3 関節角度	70
5-5-4 関節各速度	72
5-5-5 関節モーメント	74
5-5-6 関節パワー	76
5-5-7 支援モーメント	78
5-5-8 股関節モーメント比較結果	78
5-5-9 筋電図	81
5-5-10 官能実験	81
5-6 考察	82
5-6-1 階段歩行時の歩行支援効果	82
5-6-2 体幹負担と不快感	84
5-6-3 膝関節への影響	85
第 6 章 結論	89
6-1 結論	90
6-2 今後の展望	90
参考文献	91
謝辞	93

第 1 章 序論

第1章 序論

1-1 研究背景

1-1-1 歩行支援装置

近年の高齢社会を受けて、さまざまな福祉機器、健康器具などが開発、販売されている。中でも歩行に関しては、「ロコモ（ロコモティブ・シンドローム）」といった言葉が取り上げられるなど、健康の中でも特に人々の関心が高く、歩行に関連した福祉機器の開発が注目されている。歩行を補助する福祉用具では、杖や歩行器、シルバーカーといったものが代表的であるが、近年では歩行支援装置の開発が盛んに行われている。

現存の歩行支援装置は、筑波大学の HAL (佐藤他, 2010) や本田技研株式会社の歩行アシスト装置 (安原他, 2009)、ハーバード大学の Exosuit (Asbeck et al, 2015) のように、アクチュエータによって力を発生させ歩行時の下肢運動をサポートするものが代表的である。これら動力を用いた歩行支援装置の特徴としては、アクチュエータによって大きな力を発揮できるので大きな歩行支援効果を得られるという点である。しかしモータの重量や危険性、装着時の見た目の悪さなど人間が装着するという点から考えるとさまざまな問題がある。



図 1-1 (a) HAL (筑波大学山海研究室 HP (参照日 2016 年 12 月 19 日))
(b) 歩行アシスト装置 (本田技研株式会社 HP (参照日 2015 年 2 月 6 日))
(c) Exosuit (Harvard Biodesign Lab HP (参照日 2017 年 1 月 9 日))

その一方で人間が装着する点を重視したものとして、動力を使用しない方法で動作支援を行う装置の開発が行われている。歩行支援であればダイヤ工業株式会社のダーウィン (小川他, 2015) や CV-Aid (Thijssen et al, 2007), 介助動作支援であればモリタホールディングのラクニエ (飯田他, 2006) やスマートサポート株式会社のスマートスーツ (Imamura et al, 2011) がその例である。これら無動力型の動作支援装置の特徴は、アクチュエータを使用せずにエラストマー (弾性素材) などの伸縮力を用いて動作支援を行うことで安全で重量が軽いなど人間が装着する上で有効な点である。

しかし無動力の歩行支援装置は動力を使っていないため大きな支援効果を得ることが難しいという問題点がある。この問題が解決できれば、人間が装着する上で有効でありかつ支援効果の高い実用的な歩行支援装置となることが期待できる。本研究では無動力の歩行支援装置に着目し、その支援効果向上の方法を検討する。



図 1-2 (a) ダーウィン (ダイヤ工業株式会社 HP (参照日 2015 年 2 月 6 日))
(b) ラクニエ (モリタホールディング HP (参照日 2015 年 2 月 6 日))
(c) スマートスーツ (株式会社スマートサポート HP
(参照日 2017 年 1 月 9 日))

1-1-2 歩行時の上肢・体幹運動

既存の無動力型の歩行支援装置は、そのほとんどが下肢の運動のみに着目した研究である。しかし The Spinal Engine (Gracovetsky, 2000) では歩行の本質は体幹や上肢の運動であり下肢の運動はそれに付随するものであるとされており、歩行における上肢・体幹運動の重要性が述べられている。また最近では体幹トレーニングといった体幹を鍛えるトレーニング法や、ポールウォーキングのような上肢の力を使って歩行を支援するものも存在し、このことから歩行は下肢運動のみではなく上肢や体幹の運動が影響していることがわかる。以上から我々は歩行支援装置の研究においても下肢だけでなく体幹や上肢を含めた全身の運動に着目すべきと考えた。

1-1-3 高齢者の歩行

本研究で開発する歩行支援装置は高齢者を対象としたものであり、高齢者の歩行能力低下を補うことで高齢者の歩行を支援することを目的としている。ここで高齢者の歩行に関して、歩行能力の低下は下肢筋力の低下によるものが大きい (金他, 2000)。しかし高齢者の上肢、体幹の筋力に着目すると、これらの筋力低下は下肢筋力の低下に比べて比較的小さいとされている (Humphries et al, 1999)。以上から我々は下肢に比べて筋力が低下していない上肢、体幹の筋力を使って下肢筋力の低下を補うことを考えた。

1-2 先行研究

以上で述べた歩行時の上肢・体幹運動と高齢者の歩行を踏まえ、先行研究では歩行時の体幹運動による力を下肢へ伝達することで下肢運動を支援する試作ウェアを製作した (原口他, 2015)。

試作ウェアの歩行支援効果の評価実験を行ったところ一定の支援効果が得られ、体幹運動を用いた歩行支援が可能であることがわかった。その一方で、支援効果が不十分であることと気易さや着心地などの装着性に問題があることがわかった。

1-3 研究目的

本研究は先行研究で試作した歩行支援ウェアの支援効果と装着性の向上を目指し、新たな歩行支援ウェアを開発することを目的とする。そのために支援効果と装着性向上のための支援機構の最適化を行い、その機構に基づく歩行支援ウェアを製作、評価を行う。

第2章 歩行支援ウェアの開発構想

第2章 歩行支援ウェアの開発構想

開発中の歩行支援ウェアの開発構想と基本的な支援機構について述べる。

2-1 関節モーメント

開発する歩行支援ウェアは、人間の関節モーメントを歩行支援ウェアが代替することで歩行支援を可能としている。関節モーメントとは筋力などによって関節まわりに発生する内部モーメントのことである。股関節の矢状面を例にとると、歩行中の踵接地の際に脚は床からの反力（床反力）を受ける。このとき床反力ベクトルは股関節よりも前方を通るので、股関節には屈曲側に回転する力が働く。これに対抗するように床反力と逆向きに伸展筋力が働き、股関節には伸展方向に回転するモーメントが加わる。このとき筋力によって発生する内部的なモーメントが関節モーメントであり、関節モーメントは床反力の向きや関節の位置などによって変化するため、各関節によってそのパターンは様々である。歩行に関しては、股、膝、足関節に関節モーメントが働くことによって各関節が回転し、歩行運動が形成されるものと捉えることができる。図2-1に歩行時の矢状面における股、膝、足関節の例を示す(Winter, 2005)。ここで横軸は歩行周期であり、踵接地（歩行周期 0%）からつま先離地（歩行周期 60%）し、再び踵接地（歩行周期 100%）するまでを示したものである。縦軸は関節モーメントを示しており、足関節は底屈が正、背屈が負、膝関節と股関節は伸展が正、屈曲が負となっている。

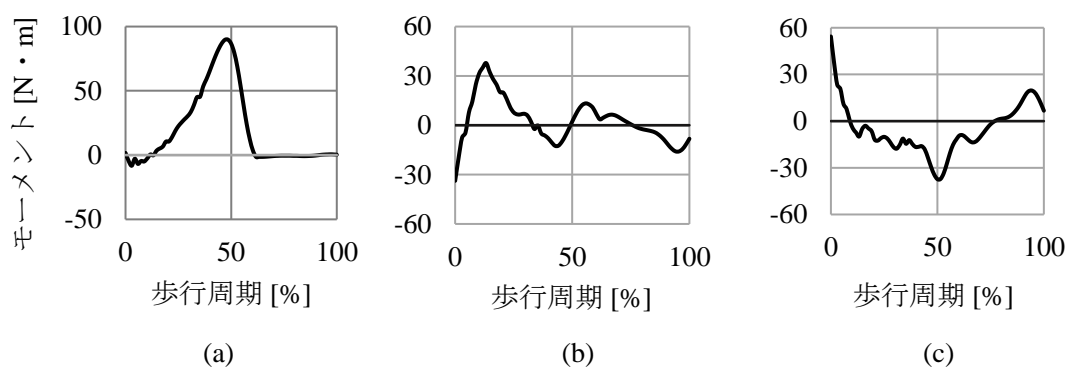


図2-1 (a) 矢状面足関節モーメント
(b) 矢状面膝関節モーメント
(c) 矢状面股関節モーメント

ここで高齢者の歩行について、高齢者は下肢筋力の低下に伴い下肢関節モーメントが低下し、それを補うように歩容を変化させることが歩速の低下等の悪影響を招いている(植松, 金子, 1997). そこで本研究では下肢関節モーメントを歩行支援ウェアにより支援することで高齢者の歩行能力を補うことを考えた. 支援する対象は下肢関節で最も体幹に近い股関節とし、股関節モーメントと類似したモーメントを歩行支援ウェアによって発生させることで股関節の運動を支援する構造とした.

図 2-1 に示した矢状面股関節モーメントについて、以下の特徴に着目した.

- (1). 歩行周期 0% (踵接地) 付近で大きな伸展モーメントが働き、体を前方へ推進する.
 - (2). 歩行周期 50% (つま先離地直前) 付近で大きな屈曲モーメントが働き、下肢を前方へ振り出す.
 - (3). 歩行周期 90% (踵接地直前) 付近で伸展モーメントが働き、下肢を減速させる.
- これら 3 つの特徴をもつモーメントを発生させ、股関節の運動を支援することを考える.

2-2 歩行時の体幹運動

全身の運動に着目した歩行支援機構の検討に当たり、歩行時の体幹回旋と股関節屈伸の位置関係に着目した. その様子を図 2-2 に示す. 右脚の踵接地時は股関節が屈曲し下肢が前方に移動しており、体幹は左回旋している. 次に右脚のつま先離地まで股関節が伸展することで下肢が後方に移動し、体幹が右回旋する. さらに右脚のつま先離地後、股関節が屈曲し下肢が前方に移動、体幹が左回旋し、踵接地時の位置関係に戻る.

以上の歩行時の体幹と下肢の相対的な位置関係に着目し、歩行支援ウェアの支援機構を検討する.

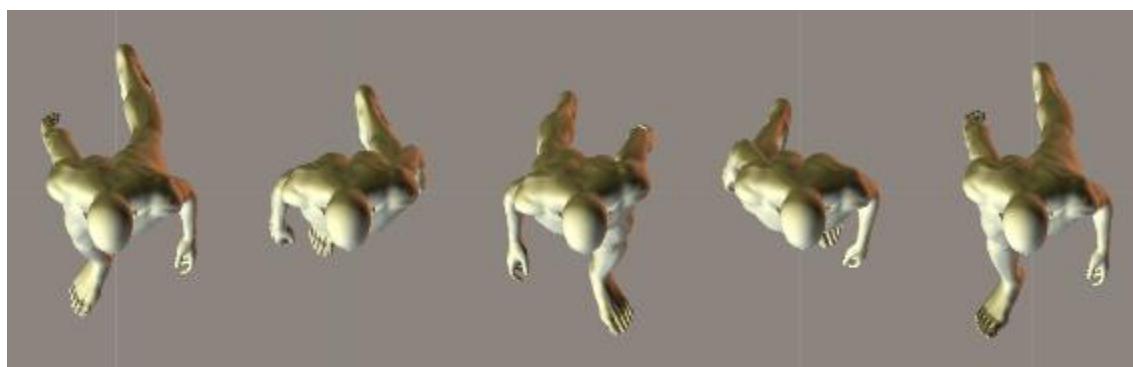


図 2-2 歩行時の体幹運動

2-3 歩行支援機構

2-3-1 エラストマーベルトによる歩行支援機構

2-1 で述べた股関節モーメントの特徴(1)-(3)が見られるタイミングは下肢が前方または後方に最も移動しているときとほぼ一致することから、図 2-3 に示すように下肢にエラストマーのベルトを配置することを考案した。まず踵接地時に下肢が前方へ移動していることから下肢後方のエラストマーベルトが伸長する (図 2-3 (a))。これにより股関節には伸展方向のモーメントが発生し、股関節伸展モーメントが支援される。次につま先離地時に下肢が後方へ移動していることから下肢前方のエラストマーベルトが伸長する (図 2-3 (b))。これにより股関節には屈曲のモーメントが発生し、股関節屈曲モーメントが支援される。以上よりエラストマーによって図 2-4 に示すようなモーメントが発生し、股関節モーメントに近い波形となる。

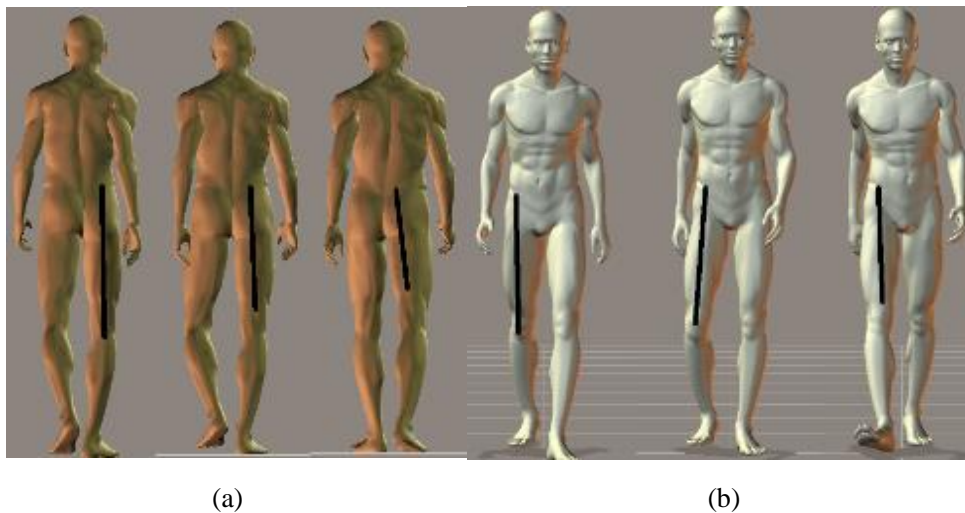


図 2-3 (a) 股関節伸展支援方法
(b) 股関節屈曲支援方法

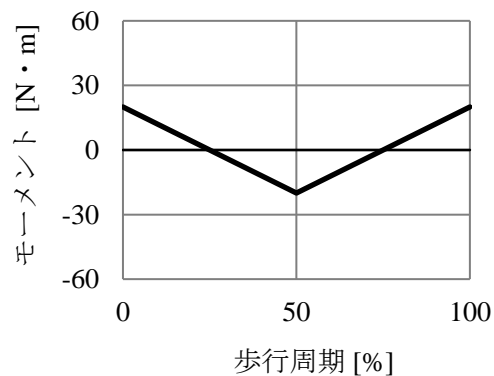


図 2-4 股関節支援モーメント予想

2-3-2 体幹運動伝達機構

エラストマーベルトによる歩行支援機構に、体幹運動を伝達する機構を考案した。図2-5にその概要を示す。まず右脚が前方に移動しているとき、体幹は右回旋する。図のように右脚後方から左肩後方にかけてエラストマーベルトを配置すると、右脚の前方移動と体幹の左回旋によってエラストマーベルトが伸長する（図2-5(a)）。これにより股関節に伸展方向のモーメントが発生し、股関節伸展モーメントが支援される。また右脚が後方に移動しているとき、体幹は左回旋する。図のように右脚前方から左肩前方にかけてエラストマーベルトを配置すると、右脚の後方移動と体幹の右回旋によってエラストマーベルトが伸長する（図2-5(b)）。これにより股関節に屈曲方向のモーメントが発生し、股関節屈曲モーメントが支援される。

以上の機構は、下肢と体幹でエラストマーを伸長させるため、下肢のみでエラストマーを伸長させるよりも伸長量が大きくなる。エラストマーの伸長量が大きくなると、それに伴いエラストマーが発生する弾性力も大きくなるため、股関節まわりに発生するモーメントも大きくなる。つまり下肢のみに着目する場合よりも体幹を用いた機構のほうが大きな支援効果を期待できる。

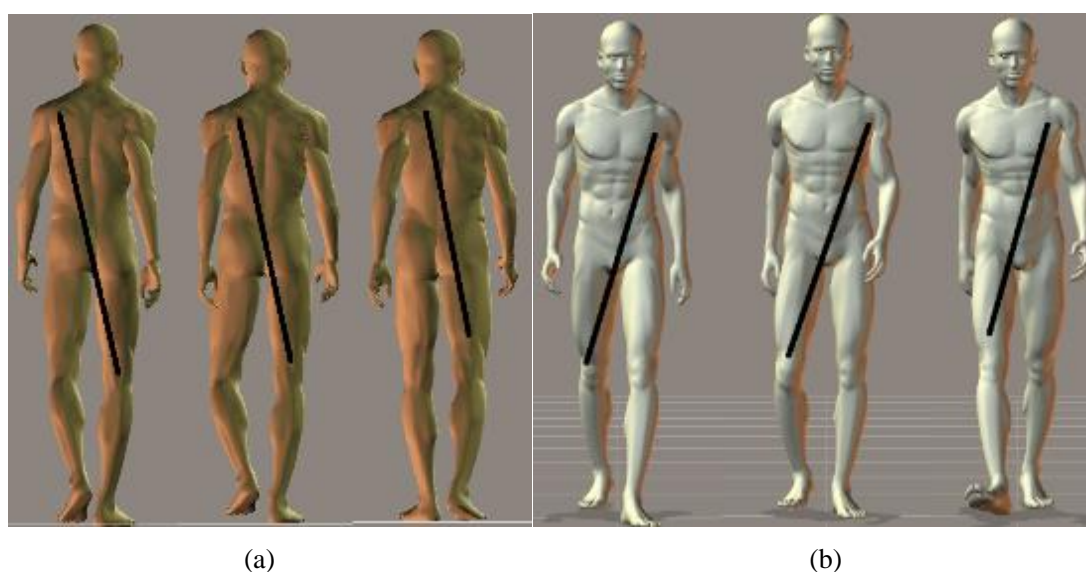


図2-5 (a) 股関節伸展への体幹運動伝達方法
(b) 股関節屈曲への体幹運動伝達方法

2-4 試作ウェアの概要

2-4-1 基本構造

考案した体幹運動伝達機構を基に，先行研究で製作した試作ウェアを図 2-6 に示す．基本的な支援機構は先に述べたように，体幹と下肢をエラストマーベルトで接続することで体幹回旋の運動を下肢に伝達し，下肢運動を支援するものである．ウェアの前面側には 2 本のベルトが配置されており，それぞれ左肩前方と右膝前方，右肩前方と左膝前方に固定されている．これにより体幹の左回旋によって右脚股関節の屈曲，体幹の右回旋によって左脚股関節の屈曲が支援される．ウェアの背面側には 2 本のベルトが配置されており，それぞれ左肩後方と右膝後方，右肩後方と左膝後方に固定されている．これにより体幹の右回旋によって右脚股関節の伸展，体幹の左回旋によって左脚股関節の伸展が支援される．以上の計 4 本のベルトにより，股関節の屈曲伸展が支援される．

試作ウェアではエラストマーベルトの位置や素材に関する詳細な設計は行わず，体幹運動を用いた歩行支援が可能であるかを検討する目的で製作した．



図 2-6 試作ウェア

2-4-2 試作ウェアの評価

試作ウェアを製作後、ウェアを着用した歩行実験による支援効果の評価を行った。開発する歩行支援ウェアは股関節モーメントを代替するモーメントを発揮することで歩行支援をするものである。よってウェア未着用時の股関節モーメントと、装具が代替しているモーメントを除外したウェア着用時の股関節モーメントを測定し、ウェア未着用時の股関節モーメントに対するウェア着用時の股関節モーメントの軽減率から試作ウェアの支援効果の評価を行った。

評価実験の結果を図 2-7 に示す。股関節屈伸モーメントの積分値を t 検定（有意水準 5%）で比較したところ、踵接地直前の伸展モーメントが働く歩行周期 80-100% の区間で約 14% 有意に低下した。また踵接地直後の伸展モーメントが働く歩行周期 0-20% の区間で約 13% の低下傾向が見られた。これらの結果から、試作機着用によって股関節伸展モーメントに対して約 13-14% の支援効果があることが考えられ、体幹運動を用いた歩行支援機構によって歩行支援が可能であることがわかった。

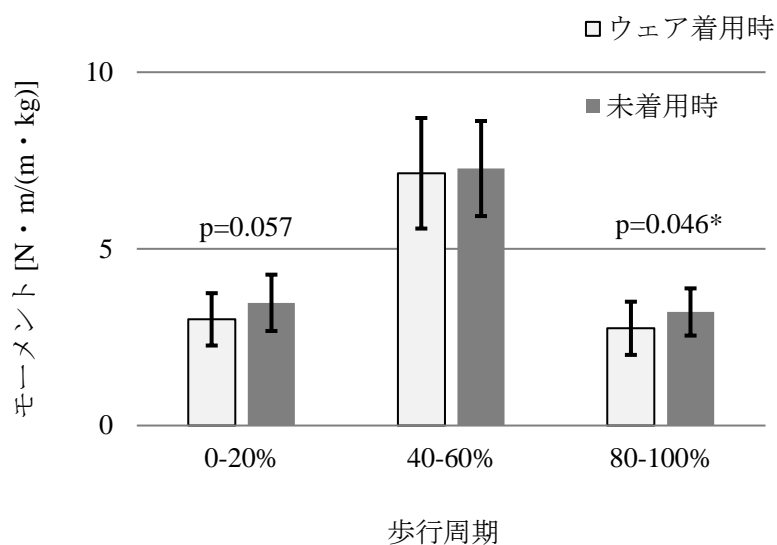


図 2-7 試作ウェア評価実験結果

2-4-3 試作ウェアの課題点

評価実験の結果、股関節屈曲モーメントに対して支援がされていないことがわかった。この原因に関して、図 2-8 (a)に評価実験で測定された股関節屈伸モーメント、図 2-8 (b)に試作ウェアが股関節まわりに発揮するモーメントを示す。両者の比較から、試作ウェアによって屈曲側のモーメントが発生していないことが判明した。このことが股関節屈曲モーメントの支援不足の原因であると考えられ、改善が必要である。

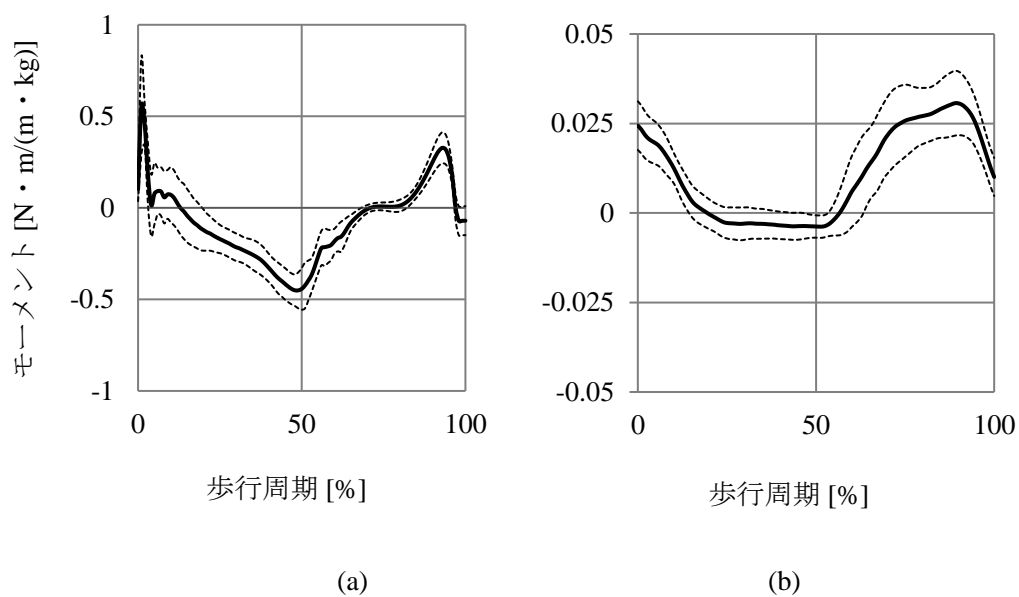


図 2-8 (a) 股関節屈伸モーメント
(b) 試作ウェアによる支援モーメント

第3章 歩行支援ウェアの機能最適化

第3章 歩行支援ウェアの機能最適化

3-1 機能最適化方法

試作ウェアの評価実験を行ったところ歩行支援効果が不十分であったため、歩行支援ウェアの機能最適化を行った。従来品は 10-15%の支援効果が一般的であるが、本研究で開発する歩行支援ウェアは体幹運動に着目した支援機構を用いていることから従来品よりも高い歩行支援効果が期待できるため、支援効果 20%を目標として支援効果向上の検討を行う。

機能最適化を行うにあたり、支援効果向上のために必要なパラメータの特定を行った。歩行支援ウェアのモデルを図 3-1 に示す。まず歩行支援ウェアの歩行支援効果 α を式(3.1)で定義する。

$$\alpha = \frac{T_{\text{suit}}}{T_{\text{hip}}} \quad (3.1)$$

ここで、 T_{hip} ：股関節モーメント、 T_{suit} ：歩行支援ウェアが発揮する支援モーメントである。支援モーメント T_{suit} は式(3.2)で表される。

$$T_{\text{suit}} = F_e L \quad (3.2)$$

ここで、 F_e ：エラストマーベルトが発揮する張力、 L ：股関節ーベルト間の距離である。エラストマーベルトが発揮する張力 F_e は式(3.3)で表される。

$$F_e = k_e (x_{\text{hip}} + x_{\text{trunk}}) \quad (3.3)$$

ここで、 k_e ：エラストマーベルトのばね定数、 x_{hip} ：股関節屈伸によるエラストマーベルトの変位、 x_{trunk} ：体幹運動によるエラストマーベルトの変位である。式(3.1)、(3.2)、(3.3)より、歩行支援ウェアの歩行支援効果 α は式(3.4)で表される。

$$\alpha = \frac{k_e (x_{\text{hip}} + x_{\text{trunk}}) L}{T_{\text{hip}}} \quad (3.4)$$

式(3.4)より、歩行支援ウェアの歩行支援効果はエラストマーベルトの変位 x_{hip} と x_{trunk} 、エラストマーベルトのばね定数 k_e 、股関節ーベルト間距離 L によって決定される。これらの値を向上させることで歩行支援効果の向上を目指す。

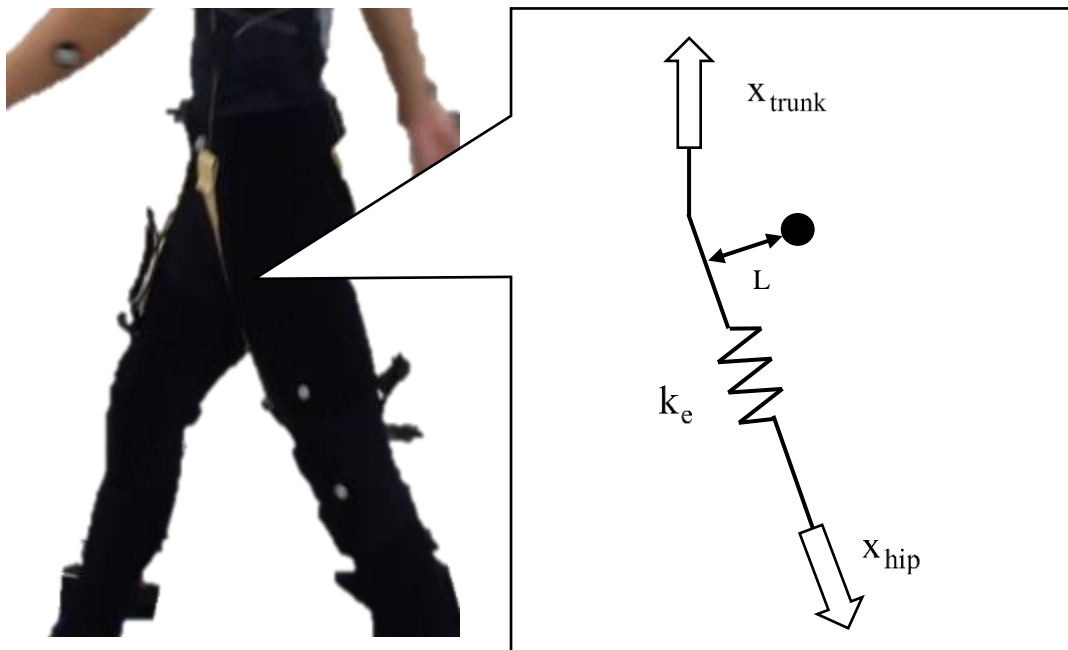


図 3-1 歩行支援ウェアモデル

3-2 ベルト位置最適化

まずエラストマーベルトの変位 x_{hip} と x_{trunk} の向上を行った．エラストマーベルトの変位向上のために，歩行支援ウェアにおける最適なエラストマーベルト位置の検討を行った．

3-2-1 目的

エラストマーベルトの変位の向上により歩行支援ウェアの支援効果を向上させることを目的として，エラストマーベルトの位置最適化を行った．

歩行支援ウェアの歩行支援機構は，体幹運動と股関節屈伸によってエラストマーベルトに変位を加え，その変位に応じて生ずる弾性力によって股関節屈伸を支援するものである．よって体幹運動と股関節屈伸の動きによって最もベルトに変位が加わる位置にベルトを配置することで，支援効果を向上させることができる．また体幹部分についてはベルトが体幹に巻きつくような配置になるため，ベルトの圧迫が着用者に不快感を与えることが予想される．

以上より，下肢部分のベルト位置をベルト変位より決定し，体幹部分のベルト位置はベルト変位とベルト圧力の双方から決定する．

3-2-2 方法

エラストマーベルトは、体の前面に配置されている股関節屈曲を支援するベルトと、体の後面に配置されている股関節伸展を支援するベルトが存在する．ここではそれらのエラストマーベルトを図 3-2 に示すように下肢部分（下肢部屈曲支援ベルトと下肢部伸展支援ベルト）と体幹部分（体幹部屈曲支援ベルトと体幹部伸展支援ベルト）の 4 つの部分に分け、それぞれに対し、最適ベルト位置の検討を行った．

ベルト変位の測定方法について、その様子を図 3-3 (a)に示す．実験には等身大マネキン“HB0148”（アヴィス社）を用いて歩行姿勢を再現し、そのときのベルト変位をメジャーで測定した．これを複数のベルト位置で行い、比較検討した．下肢のベルト位置は、膝上にメジャーの一端を固定し、もう一端を腰周りに取り付け、腰周りの取り付け位置を変更して比較を行った．体幹のベルト位置は、腰にメジャーの一端を固定し、もう一端を胸部周りに取り付け、胸部周りの取り付け位置を変更して比較を行った．

ベルト圧力の測定方法について、その様子を図 3-3 (b)に示す．等身大マネキンで歩行姿勢を再現し、そのときのベルトにかかる圧力分布を圧力センサ“FlexiForce”（ニッタ社）で測定した．これをベルト変位測定と同様のベルト配置で行った．圧力センサはベルトに 50mm 間隔で 7 箇所に取り付け、体幹部分のベルト通過位置の圧力を測定した．



図 3-2 ベルト位置

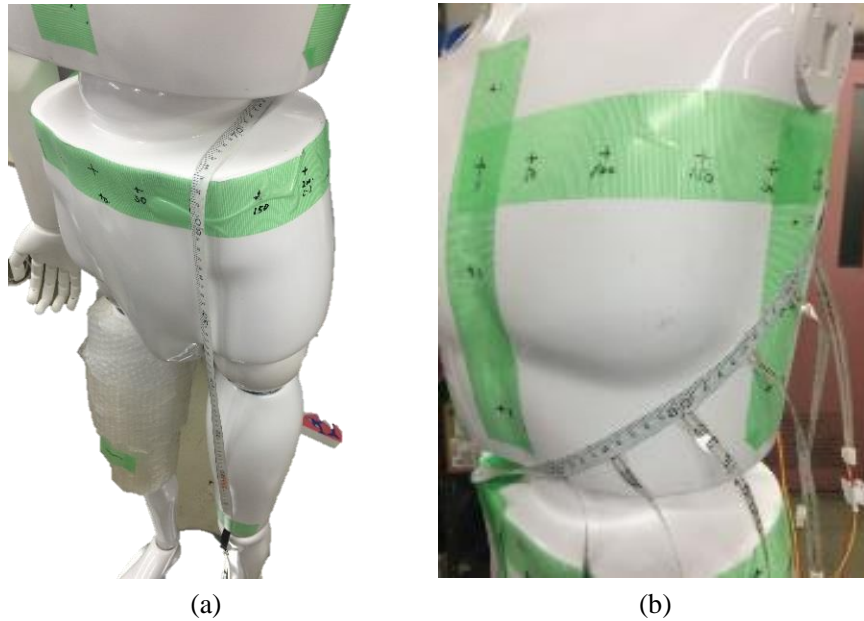


図 3-3 (a) ベルト変位測定
(b) ベルト圧力測定

3-2-3 結果

(1) 下肢部ベルト

下肢部屈曲支援ベルトのベルト変位測定結果を図 3-4 (a), 下肢部伸展支援ベルトのベルト変位測定結果を図 3-4 (b)に示す. 縦軸はベルト変位 x_{hip} であり, 横軸は骨盤中心からの距離を示している. 下肢部屈曲支援ベルトについては骨盤中心から 100mm, 下肢部伸展支援ベルトについては骨盤中心から 50mm の位置でベルト変位が最大となった.

(2) 体幹部ベルト

体幹部屈曲支援ベルトのベルト変位とベルト圧力の測定結果を図 3-5, 体幹部伸展支援ベルトのベルト変位とベルト圧力の測定結果を図 3-6 に示す. 折れ線グラフはベルト変位測定結果, 棒グラフはベルト圧力測定結果を示しており, 縦軸はそれぞれベルト変位 x_{trunk} とベルト圧力であり, 横軸は胸部中心からの距離を示している. なお, ベルト圧力についてはベルトに発生した張力の値によって正規化を行い, 張力の大小による影響を除去した. 体幹部屈曲支援ベルトについて, ベルト変位は 300mm 付近まで増加し, それ以降大きな変化はなかった. ベルト圧力は 200mm まで増加し, それ以降減少した. 体幹部伸展支援ベルトについて, ベルト変位は単調増加していくが, 増加率は徐々に減少する傾向が見られた. ベルト圧力もほぼ単調増加していくが, 100mm, 300mm の位置で大幅に増加する傾向が見られた.

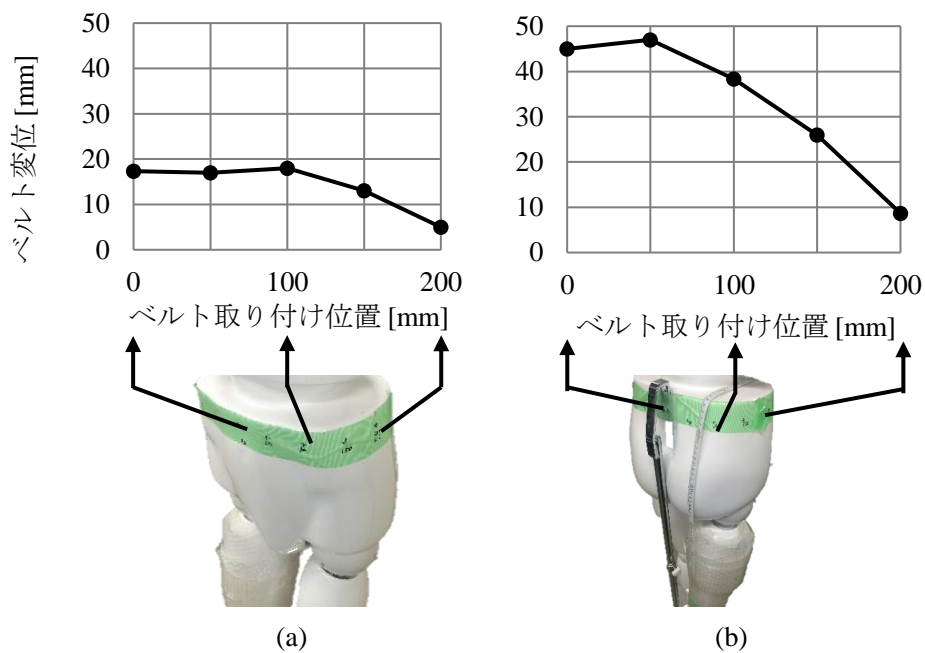


図 3-4 (a) 下肢部屈曲支援ベルト測定結果. 横軸のベルト取り付け位置は骨盤前面の中心からの距離を示している.

(b) 下肢部伸展支援ベルト測定結果. 横軸のベルト取り付け位置は骨盤後面の中心からの距離を示している.

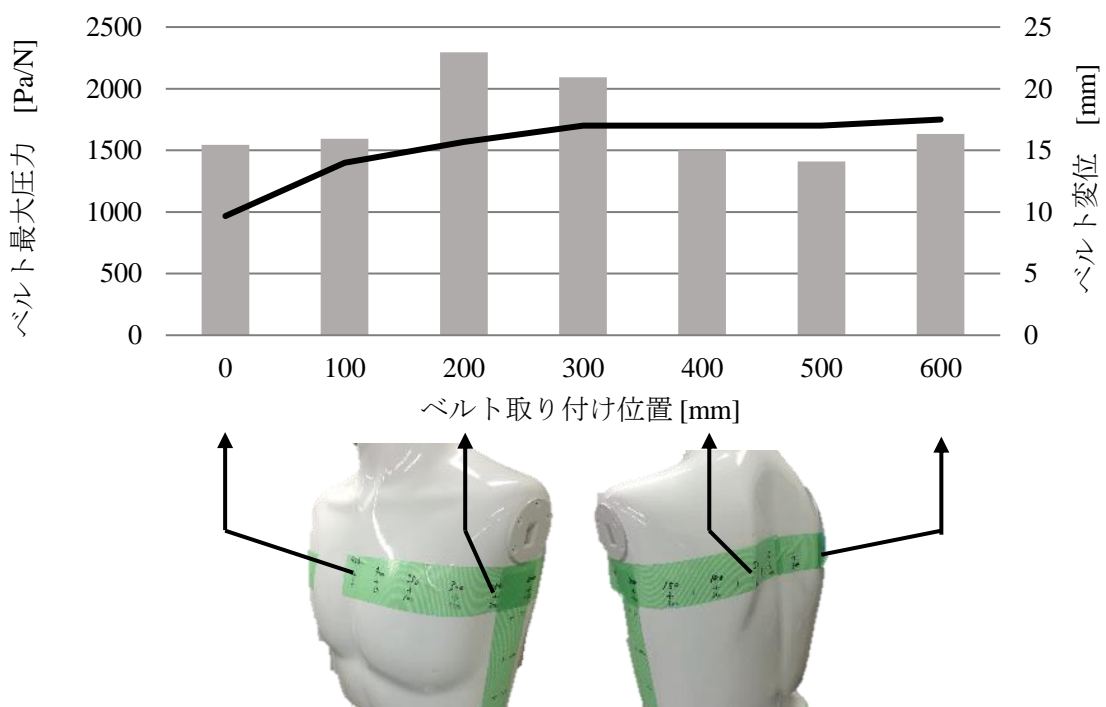


図 3-5 体幹部屈曲支援ベルト実験結果. 横軸のベルト取り付け位置は胸部の中心からの距離を示している.

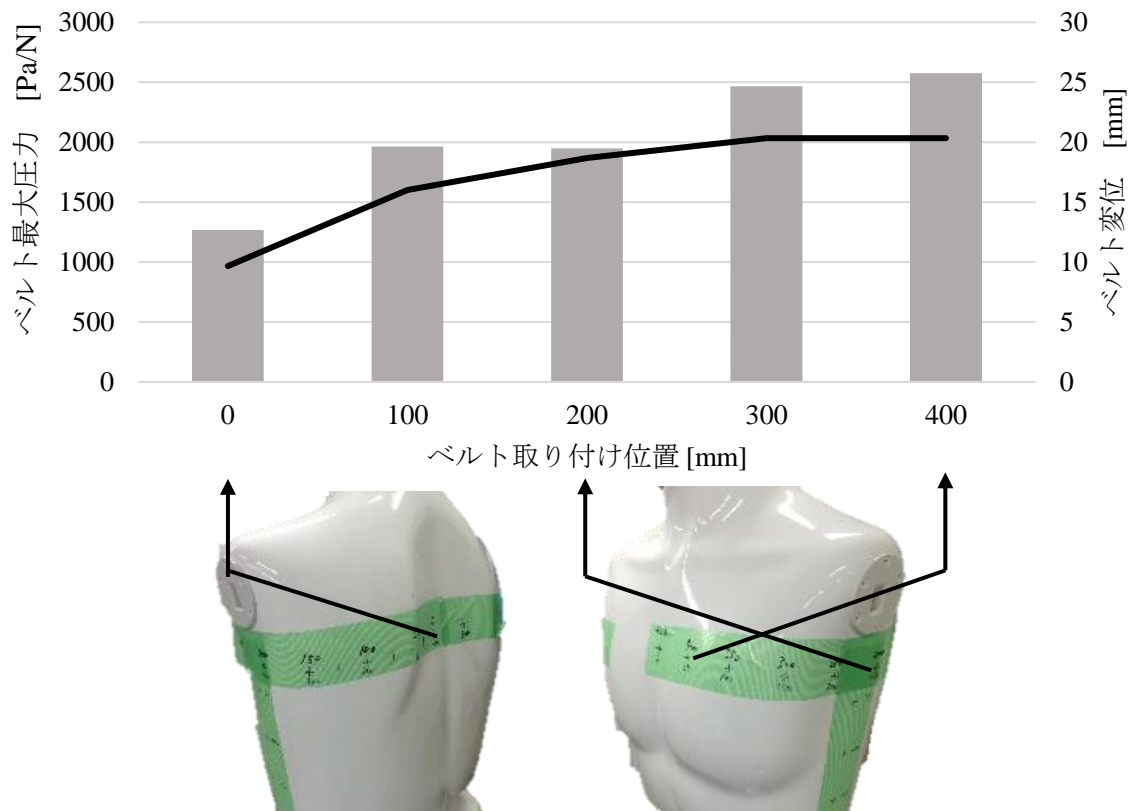


図 3-6 体幹部伸展支援ベルト実験結果．横軸のベルト取り付け位置は背中を中心からの距離を示している．

3-2-4 考察

下肢部屈曲支援ベルトは 100mm，下肢部伸展支援ベルトは 50mm でベルト変位が最大となった．これらの位置は骨盤や臀部上をエラストマーベルトが通るため，股関節が回転した際の回転半径が大きくなり，エラストマーベルトの移動量が大きくなったものと考えられる．したがってこれらの位置を下肢部ベルトの最適ベルト位置として決定した．

体幹部屈曲支援ベルトと体幹部伸展支援ベルトともに胸部中心からのベルト位置が大きくなるにつれてベルト変位が増加していく傾向が見られた．これはベルトが体幹部分を回り込むような配置になることで体幹の回転によるベルトの移動量が大きくなったことによるものと考えられる．また体幹部屈曲支援ベルトは 200-300mm，体幹部伸展支援ベルトは 300-400mm で圧力が上昇する傾向が見られた．これはエラストマーベルトが胸部を通るような配置となるため，その部分で圧力が集中したためと考えられる．

ベルト変位とベルト圧力の双方から最適位置を決定するために，各ベルト位置におけるベルト変位とベルト圧力の比を算出した（図 3-7）．その結果，体幹部屈曲支援ベルトでは 500mm，体幹部伸展支援ベルトでは 200mm の位置で変位-圧力比が最大となった．つまりこれらの位置ではベルト変位が大きくかつベルト圧力が小さくなるので，これらを最適ベルト位置として決定した．

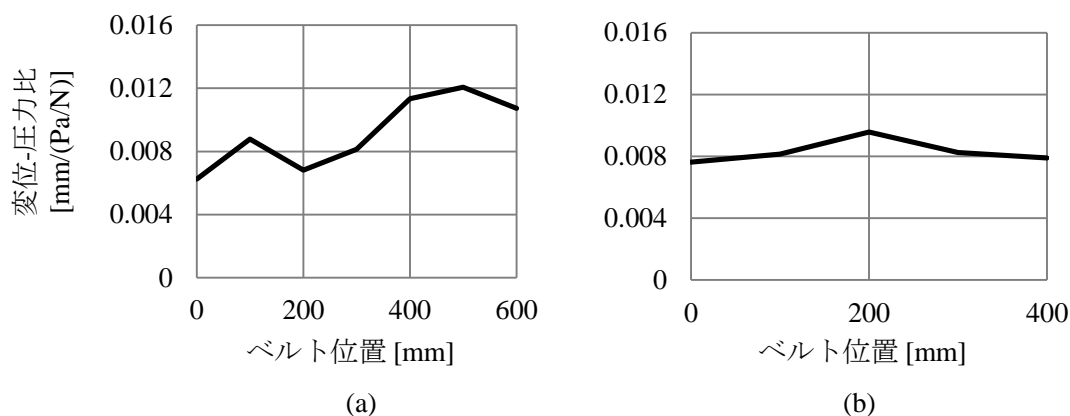


図 3-7 (a) 体幹部屈曲支援ベルト変位-圧力比
(b) 体幹部伸展支援ベルト変位-圧力比

3-2-5 膝関節屈伸運動を用いた支援機構の導入

ベルト位置最適化より決定した最適ベルト位置にエラストマーベルトを配置した際の予想されるベルト変位を図 3-8 (a)に示す。図 3-8 (a)より、屈曲支援ベルトのベルト変位は伸展支援ベルトのベルト変位に比べおよそ半分ほどの値であることがわかる。これは図 3-4 に示したように、下肢部伸展支援ベルトのほうが下肢の動きによって発生するベルト変位が大きいことに起因するものである。この状態では伸展方向の支援に比べて屈曲方向の支援が小さくなってしまふことが考えられる。そこでエラストマーベルトの下肢部固定位置を膝上から膝下に変更した。これにより膝関節の屈曲運動によってエラストマーベルトに変位を加えられるようになり、下肢部屈曲支援ベルトの変位上昇が期待できる。この方法でエラストマーベルトを配置したときのベルト変位を、等身大マネキンを使用して測定した。その結果を図 3-8 (b)に示す。測定の結果、屈曲支援ベルトの変位が向上し、伸展支援ベルトとほぼ同様の値となることがわかった。このことから屈曲支援ベルトの支援効果向上が期待できるとして、下肢部のベルト固定部分を膝下として最適ベルト位置の決定を行った。

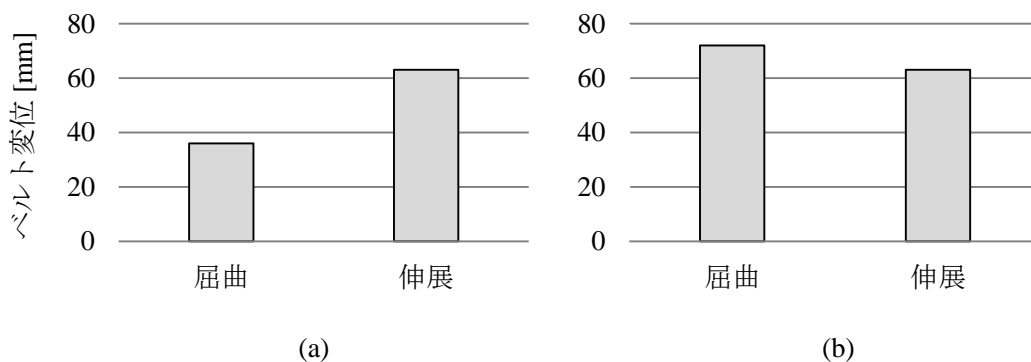


図 3-8 (a) 膝関節機構導入前
(b) 膝関節機構導入後

3-2-6 最適ベルト位置の決定

ベルト位置最適化の結果より，ベルトの最適位置を決定した．

下肢部屈曲支援ベルトの配置を図 3-9 (a)，下肢部伸展支援ベルトの配置を図 3-9 (b)に示す．下肢部屈曲支援ベルトは一端を膝の前方に固定し，大腿部前方，上前腸骨棘上を通り体幹方向に伸びるような配置となっている．下肢部伸展支援ベルトは一端を膝の後方に固定し，大腿部後方，上後腸骨棘上を通り体幹方向に伸びるような配置となっている．

体幹部ベルトの配置を図 3-10 に示す．体幹部屈曲支援ベルトは一端を左右肩甲骨間に固定し（図 3-10 (a)），体幹の側方を通過し（図 3-10 (b)），もう一本の体幹部屈曲支援ベルトと交差する形で下肢方向に伸びる（図 3-10 (c)）配置となっている．体幹部伸展支援ベルトは一端を肩甲骨上角上に固定し，もう一本の体幹部伸展支援ベルトと交差する形で下肢方向に伸びる（図 3-10 (a)）配置となっている．

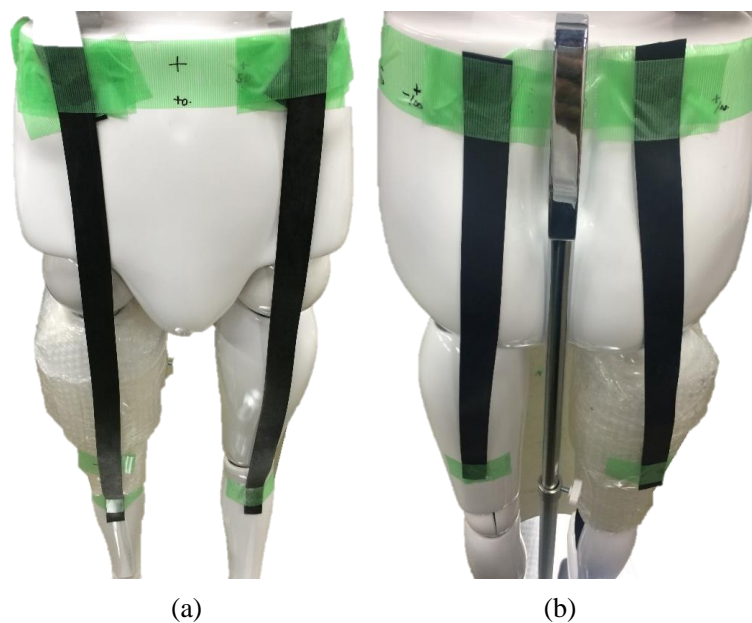


図 3-9 (a) 下肢部屈曲支援ベルト配置
(b) 下肢部伸展支援ベルト配置

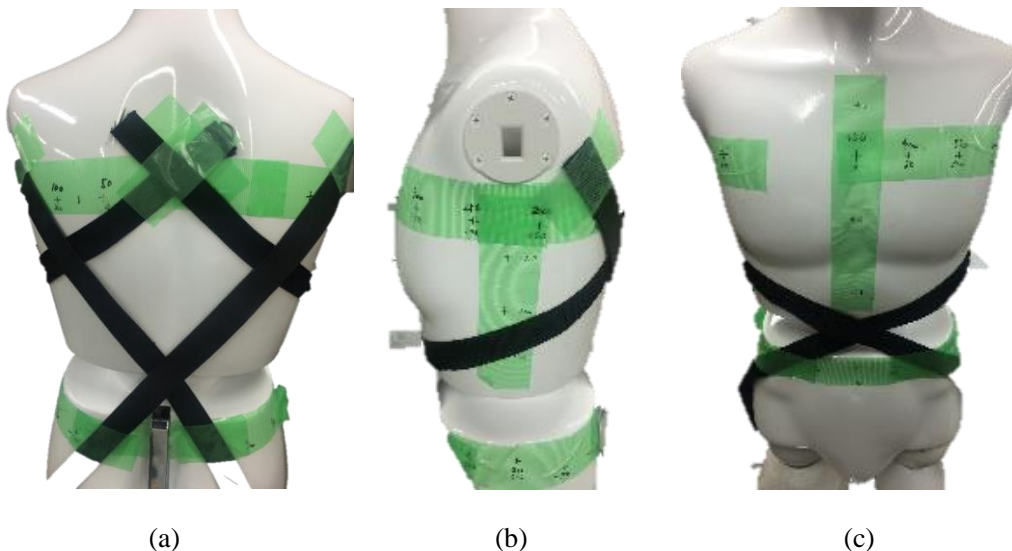


図 3-10 (a) 体幹部ベルト配置背面
(b) 体幹部ベルト配置側面
(c) 体幹部ベルト配置正面

3-3 ベルト素材最適化

次にエラストマーベルトのばね定数 k_e の向上を行った．そのための最適なベルト素材の検討を行った．

3-3-1 目的

歩行支援ウェアはエラストマーベルトを使用しているため，ベルトのばね定数を大きくすることでエラストマーベルトにより発揮される弾性力が向上し，歩行支援効果は向上する．しかしベルトに変位を加えるために必要な力も大きくなるので，着用者に与える不快感も大きくなることが予想される．

以上より，ベルトのばね定数の大きさと，着用者に与える不快感の双方から最適素材を決定する．

3-3-2 方法

エラストマーベルトを装着した状態での歩行実験を行い，ベルトのばね定数の大きさと着用者へ与える不快感との関係を調査した．実験にあたり図 3-11 に示す下肢のみにエラストマーベルトを装着した簡易版の歩行支援ウェアを製作した．簡易版歩行支援ウェアは市販の腰部サポーターと膝サポーターにバックルを取り付け，バックル部分にエラストマーベルトを取り付けられるようになっている．これを用いてエラストマーベルトの素材（ばね定数）を変更したときの着用者への不快感を比較検討した．本実験ではエラストマーベルトに市販のゴムバンド（天然ゴム）を使用し，それを数枚重ねることで数種類のエラストマー

ベルトを用意し、その中から最適素材を決定することとした。表 3-1 は伸展支援ベルト、表 3-2 は屈曲支援ベルトの特性を示している。今回は目標としている歩行支援効果 20% が得られるばね定数を最大とした。

実験は健常成人男性 5 名（年齢 23.6 ± 2.2 歳，身長 1.76 ± 0.04 [m]）を対象に行った。表 3-1 の各エラストマーベルトを着用しての歩行を数分間行い、それぞれについての印象を SD 法¹によって評価した。SD 法は表 3-3 の 8 項目を記入したシートを使用し、それぞれ 7 段階で被験者に記入させた。



図 3-11 簡易版歩行支援ウェア

¹ ある検査対象に対する印象について，“好き－嫌い”など対立する言葉の組を複数並べて、それぞれについて 5 段階または 7 段階で被験者に判断してもらう方法を SD 法という。

SD 法で使用する言葉の対には形容詞対が用いられ，“明るい－暗い”といった評価性因子（evaluation），“積極的な－消極的な”といった活動性因子（activity），“強い－弱い”といった力量性因子（potency）の 3 種類の形容詞対から構成される。

表 3-1 伸展支援ベルトばね定数

伸展支援ベルト ばね定数 [N/mm]	1.4	1.2	1.0	0.8	0.6	0.4
支援効果[%]	21	18	15	12	9	6

表 3-2 屈曲支援ベルトばね定数

屈曲支援ベルト ばね定数 [N/mm]	1.4	1.2	1.0	0.8	0.6	0.4
支援効果[%]	20	17	14	12	9	6

表 3-3 SD 法項目

不快－快適	抵抗がある－抵抗がない
落ち着かない－落ち着く	不自由な－自由な
きつい－ゆるい	不安な－安心な
重い－軽い	辛い－楽である

3-3-3 結果

図 3-12 に伸展支援ベルト装着時、図 3-13 に屈曲支援ベルト装着時の官能実験結果の一部を示す。図 3-12、図 3-13 は SD 法に使用した全 8 項目における評点の平均値を折れ線グラフで示している。伸展支援ベルトと屈曲支援ベルトの両方でばね定数の増加とともに不快感が増加していく傾向が見られた。伸展支援ベルト装着時の全 8 項目の評点を図 3-14、屈曲支援ベルト装着時の全 8 項目の評点を図 3-15 に示す。これら全ての項目に対し分散分析を行ったところ、伸展支援ベルト装着時は全 8 項目で評点の増減に対するばね定数の有意な効果は見られなかったが、屈曲支援ベルト装着時は“きつい-ゆるい”，“抵抗がある-抵抗がない”，“不自由な-自由な”，“辛い-楽である”の 4 項目において評点の増減に対するばね定数の有意な効果が見られた。有意な効果が見られた 4 項目に対し Scheffe 法による多重比較検定を行ったところ，“きつい-ゆるい”の項目においてばね定数 1.4N/mm と 1.2N/mm での評点がばね定数 0.6N/mm，0.4N/mm での評点に比べて有意に大きく，“抵抗がある-抵抗がない”の項目においてばね定数 1.4N/mm での評点がばね定数 0.4N/mm での評点に比べて有意に大きいという結果になった。

3-3-4 考察

伸展支援ベルト装着時はばね定数が変化しても不快感の評点に有意な変化は見られなかった。このことから、伸展支援ベルトの素材は最も支援効果が得られるばね定数 1.4N/mm の素材に決定した。

屈曲支援ベルト装着時は、ばね定数の増加により不快感の評点に有意な変化が見られた。特に“きつい-ゆるい”の項目においてばね定数 1.4N/mm と 1.2N/mm が 0.6N/mm と 0.4N/mm に比べて有意に大きかったことから、ばね定数 1.4N/mm と 1.2N/mm の素材は被験者に与える不快感が大きいと判断し、それ以下のばね定数の素材で最も支援効果が得られるばね定数 1.0N/mm の素材を屈曲側の素材に決定した。

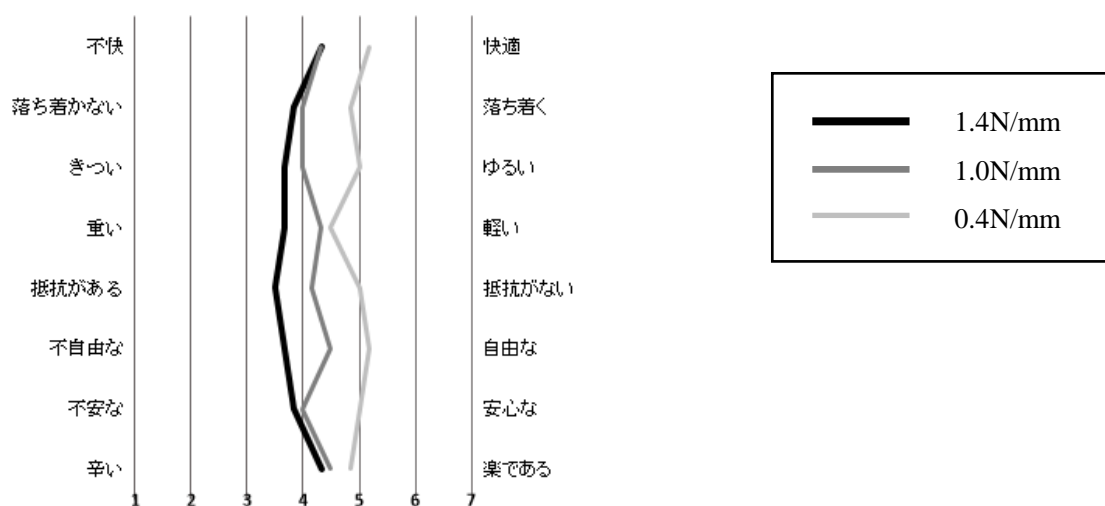


図 3-12 伸展支援ベルト装着時の SD 法結果

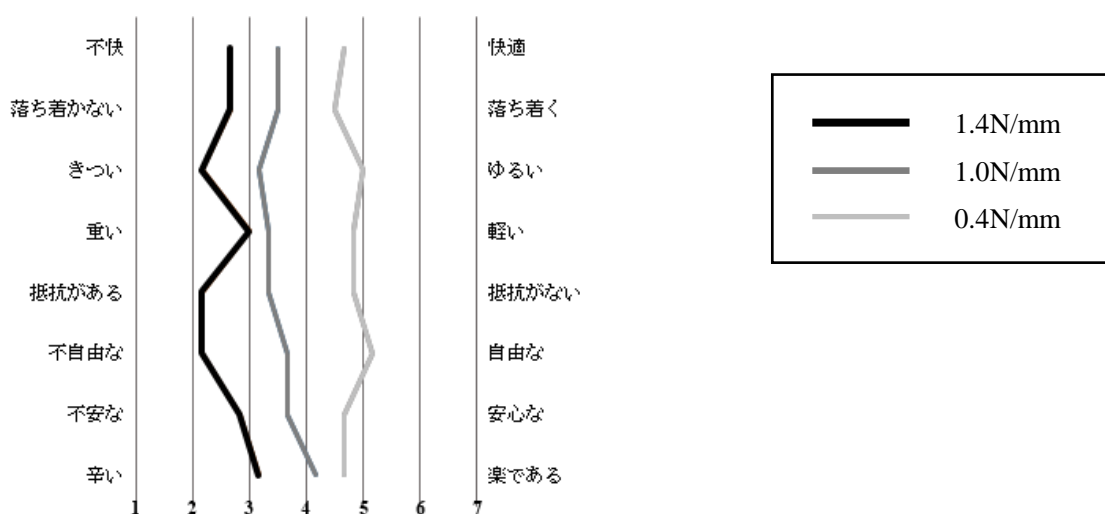


図 3-13 屈曲支援ベルト装着時の SD 法結果

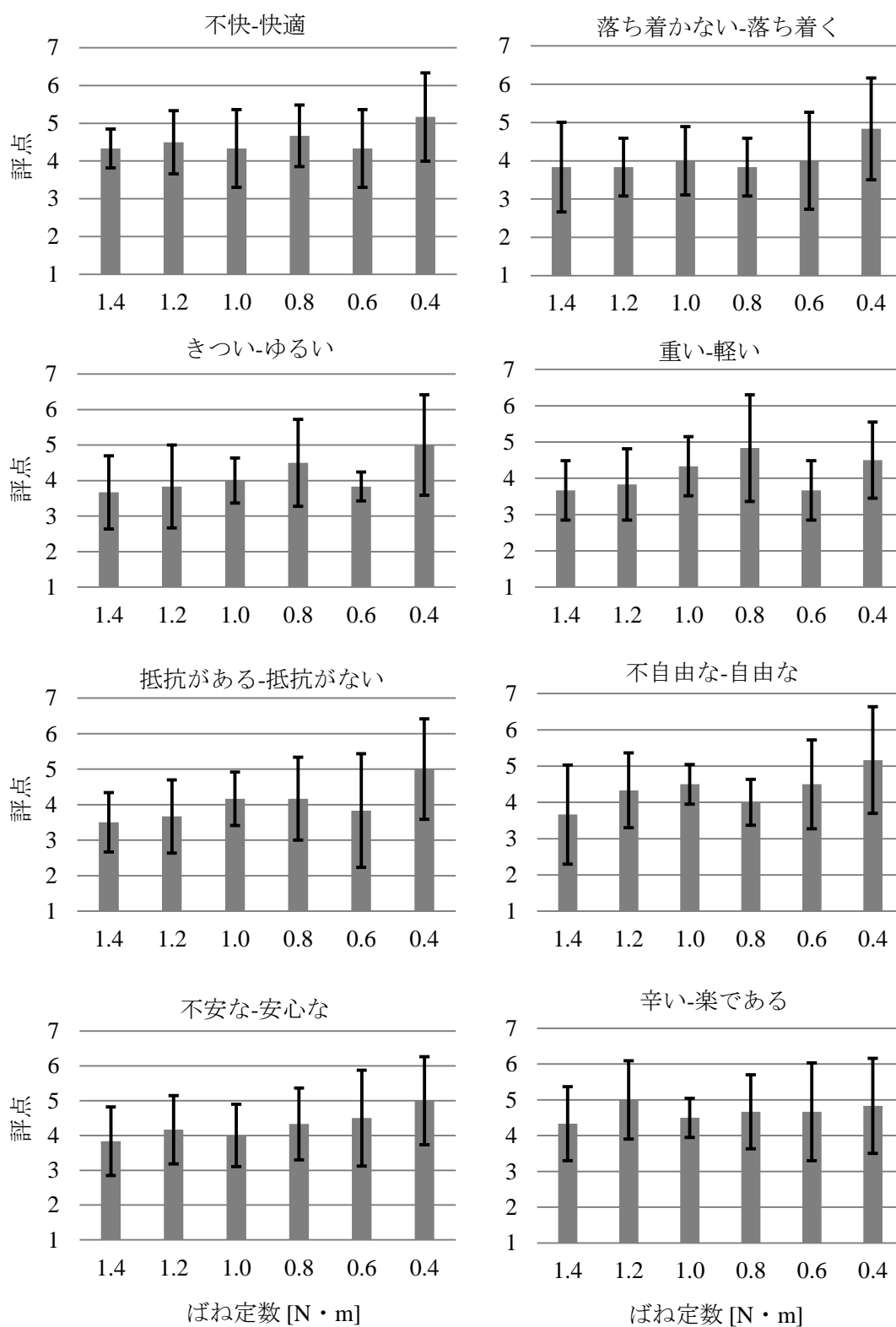


図 3-14 伸展支援ベルト装着時の SD 法全結果

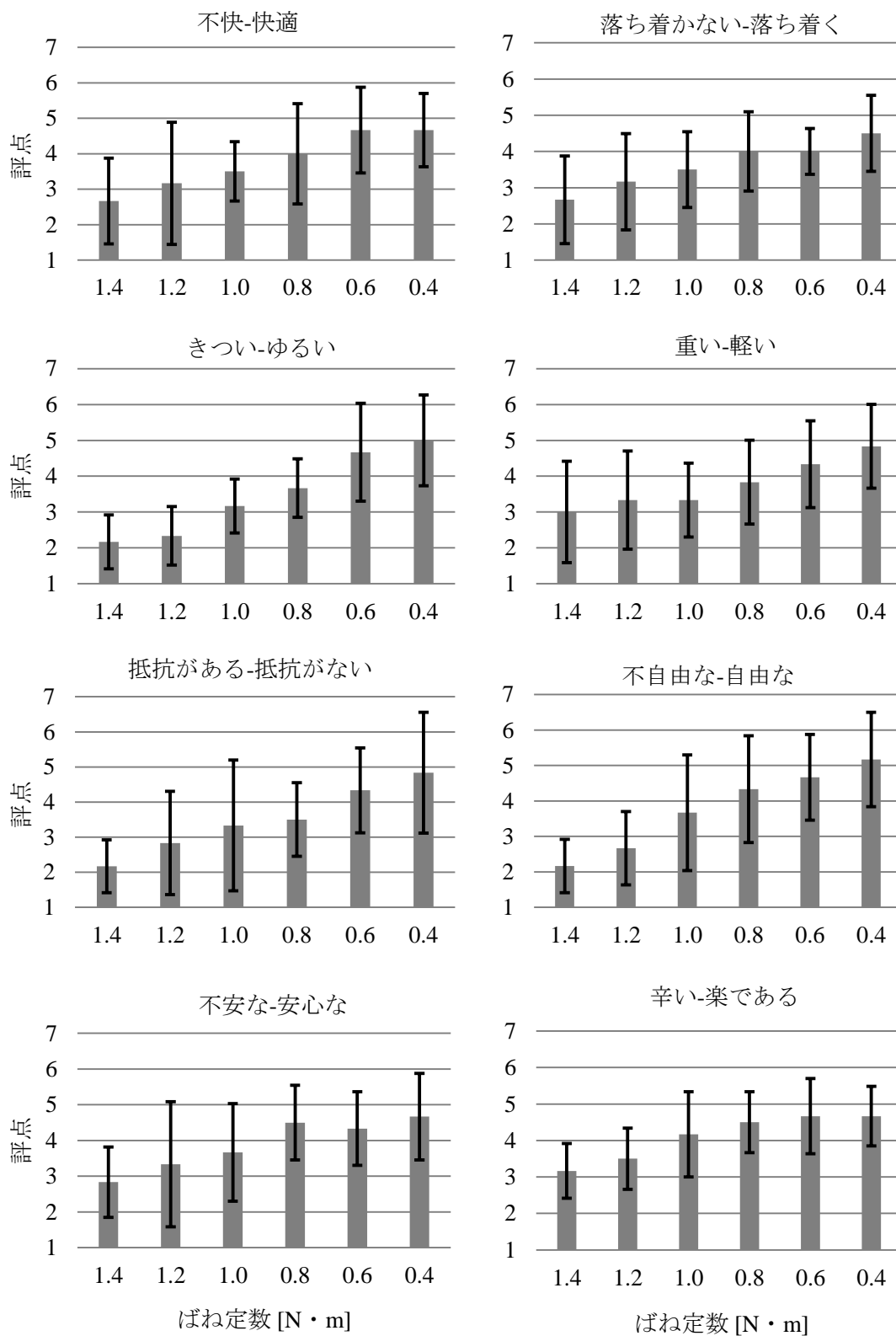


図 3-15 屈曲支援ベルト装着時の SD 法全結果

3-3-5 最適ベルト素材の決定

歩行支援ウェアに使用するエラストマーベルトを決定するため、数種類のエラストマー素材の引張試験を実施した。引張試験は各素材を JIS3 号ダンベル形にし、速度 500mm/min で行った。その結果を図 3-16 と図 3-17 に示す。横軸は軸方向ひずみ、縦軸は引張応力であり、150%ひずみまでの応力を示している。ポリウレタンベルト PU-G-GU0.2, ポリウレタンベルト PU-W0.3, バンコランシートは非線形性が著しく、歩行支援ウェアに導入した場合、図 2-4 に示したモーメントが得られない可能性がある。そのため比較的線形性があるホロタイト、天然ゴム板、エチレンプロピレン角ゴム、CR 押し出しスポンジ ST ゴム、チューブゴム、ゴムバンド（天然ゴム）、PS ベルト E-8U BK/K を候補とした。その中でも入手し易く、加工し易いゴムバンドを今回製作する歩行支援ウェアの素材として採用した。

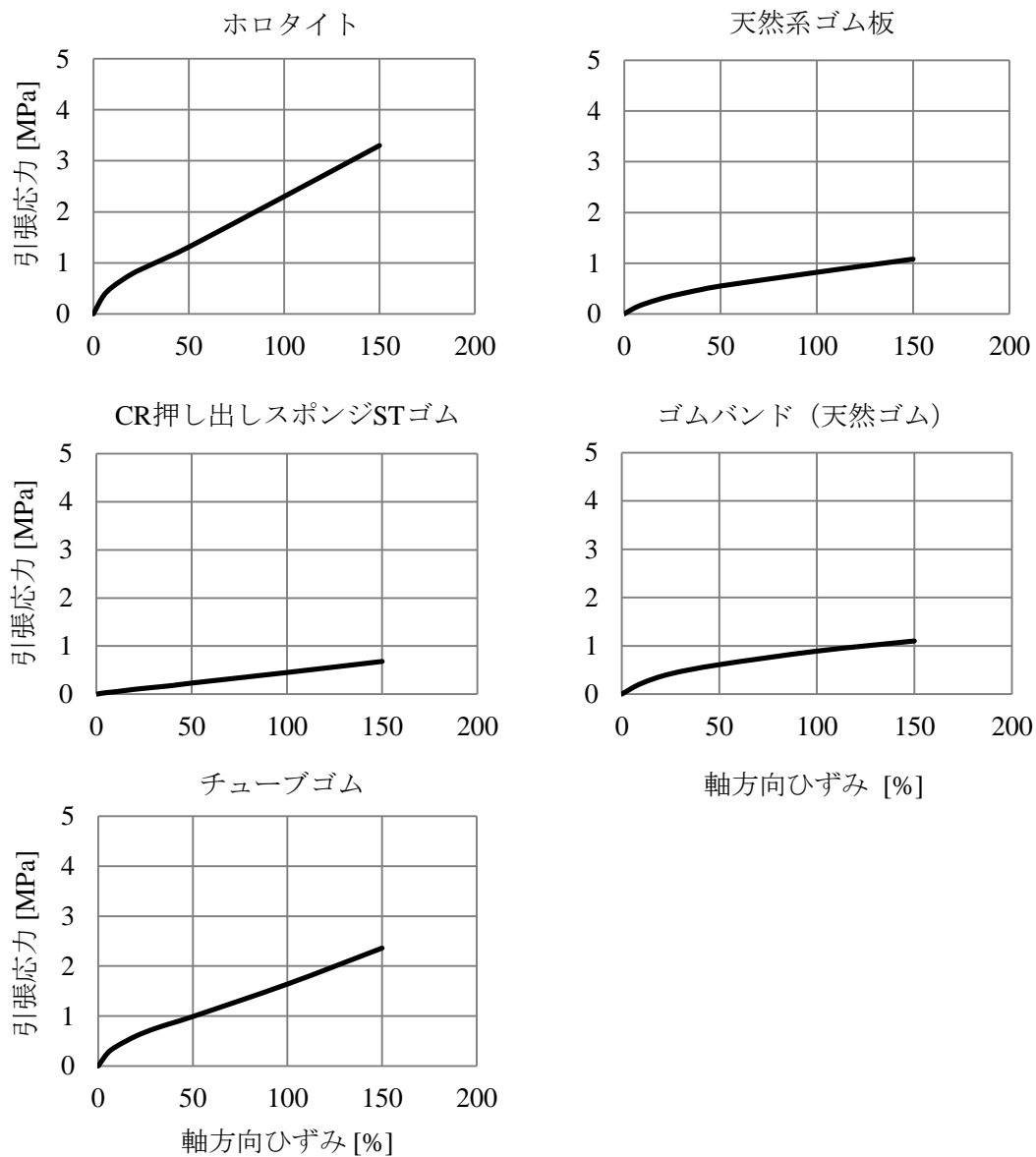


図 3-16 引張試験結果 (1)

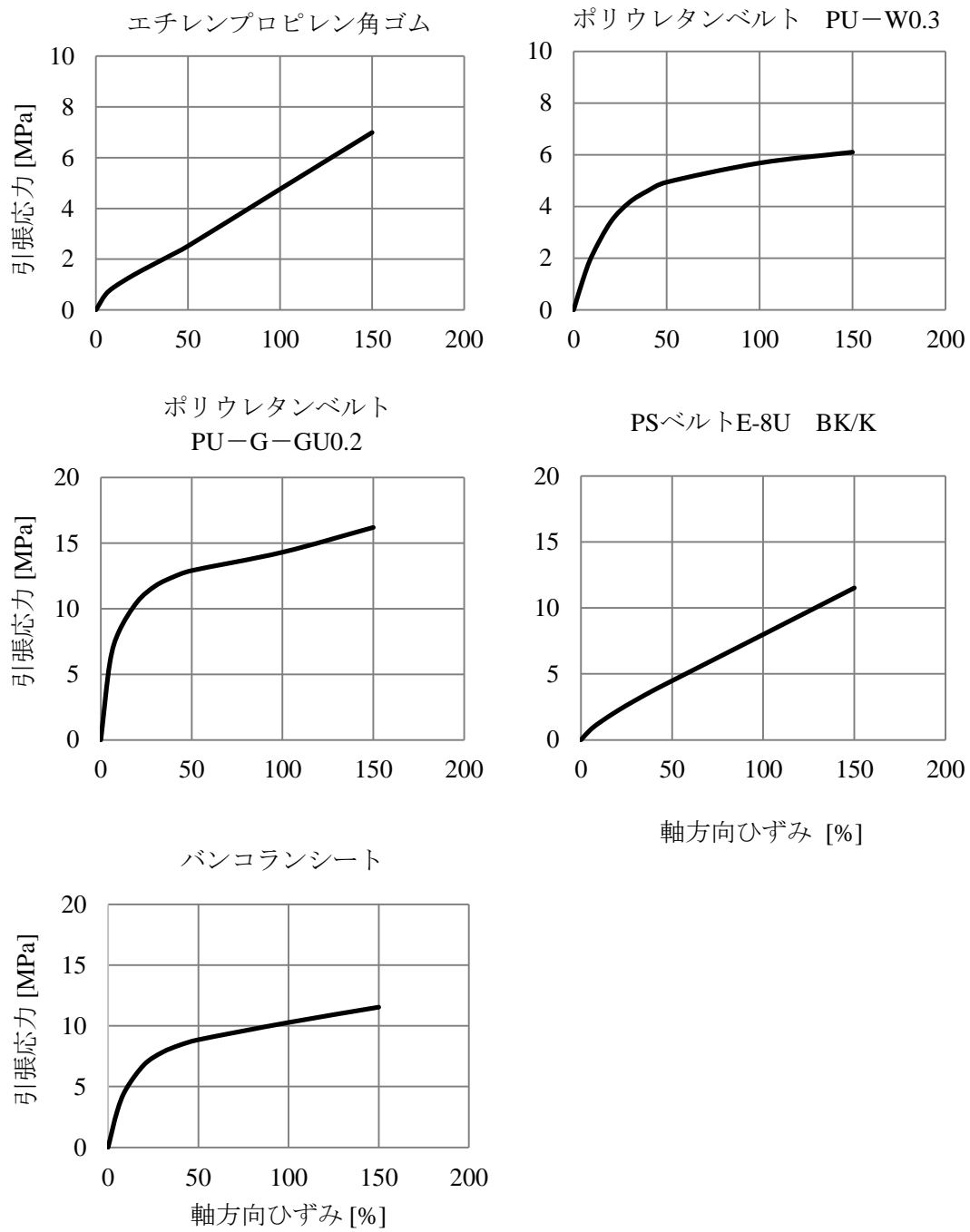


図 3-17 引張試験結果 (2)

3-4 股関節-ベルト距離最適化

最後に股関節-ベルト間距離 L を最適化することで歩行支援効果 20%を目指す。伸展側のエラストマーベルトについては3-3のベルト素材最適化までに歩行支援効果 20%を達成しているので、股関節-ベルト間距離の最適化は行わず、屈曲側のエラストマーベルトに対して最適化を行った。

方法について、式(3.4)を用い、歩行支援効果 $\alpha = 0.2$ と各最適化によって決定した k_e , x_{hip} , x_{trunk} の値, T_{hip} の実測値を代入し、歩行支援効果 20%の達成に必要な L の値を求めた。計算の結果、股関節-ベルト間距離の最適値は $L=0.12\text{m}$ となった。人体寸法データベースによって算出した股関節から体表面までの距離はおおよそ 0.09m であったため、屈曲側の体表面とベルトの間に 0.03m の空間を確保することとした。

3-5 歩行支援ウェアの製作

最適化した内容を踏まえて、図 3-18 に示す新たな歩行支援ウェアを製作した(林他, 2016)。歩行支援ウェアは上半身ウェア(図 3-18(b))と下半身ウェア(図 3-18(c))から成り、両者を腰回りでバックルによって接続する構造となっている。これにより通常の衣服を着る感覚で歩行支援ウェアを着用できるようになり、気易さの向上を狙った。上半身ウェアのベルト配置の概略を図 3-19 に示す。左右肩甲骨間に固定されたベルトは上半身側面を通り、左右対称に配置されたもう 1 本のベルトと交差する形で上前腸骨棘上を通過する。また肩甲骨上に固定されたベルトは左右対称に配置されたもう 1 本のベルトと交差する形で上後腸骨棘上を通過する。下半身ウェアのベルト配置の概略を図 3-20 に示す。膝下前面に固定されたベルトは大腿部前面を通り上前腸骨棘上を通過する。また膝下後面に固定されたベルトは大腿部後面を通り上後腸骨棘上を通過する。

上半身ウェアの肩から胸部にかけて圧力軽減用の布を装着し、肩への圧迫を上半身全体に逃がすような構造にした。上半身ウェアと下半身ウェアに配置されているベルトは図 3-21 に示すようにベルト上にカバーを取り付け、その中を通るような構造にした。これにより、通常の衣服の下に着用した場合でも衣服とベルトの間の摩擦を低減できる。



図 3-18 (a) 歩行支援ウェア全容
(b) 上半身ウェア
(c) 下半身ウェア

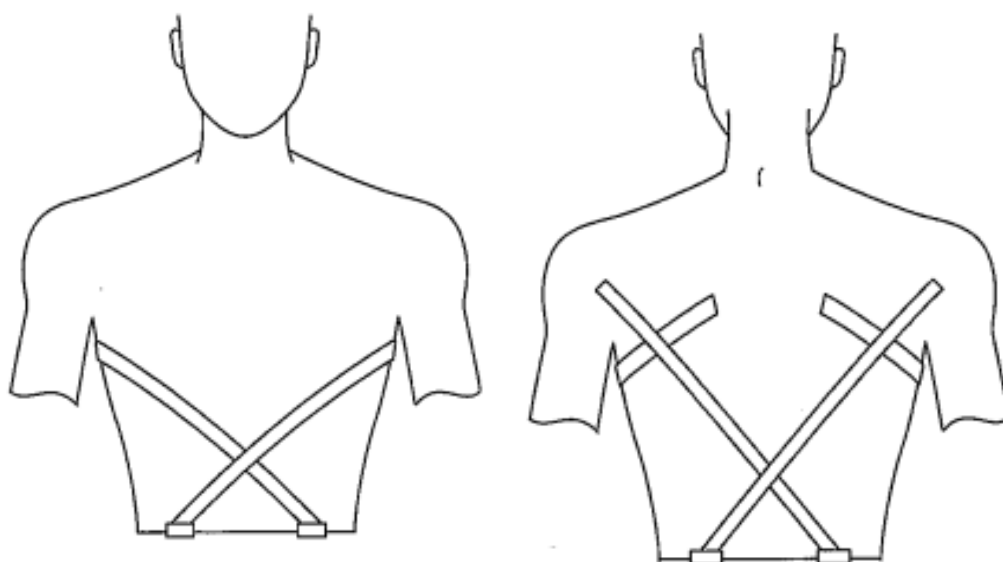


図 3-19 上半身ウェアベルト配置概略図

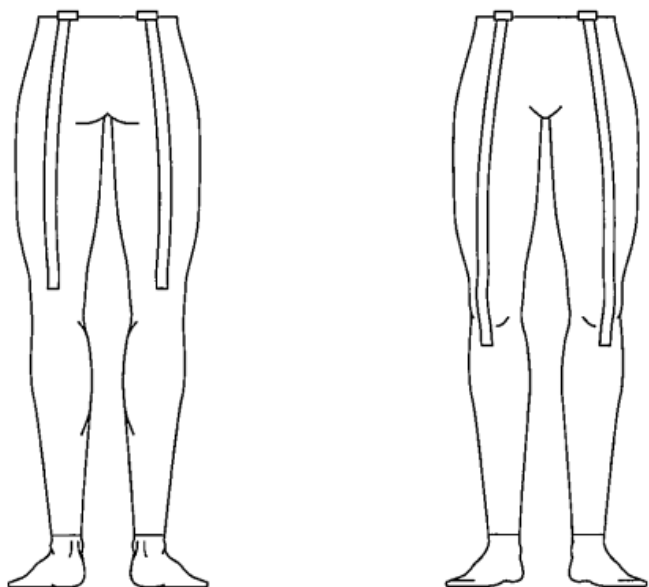


図 3-20 下半身ウェアベルト配置外略図



図 3-21 ベルトカバー

第 4 章 平地歩行評価実験

第4章 平地歩行評価実験

製作した歩行支援ウェアの評価実験を行った。歩行支援ウェアは平地歩行時の支援を目的として製作したため、平地歩行時における支援効果の評価を行った。

4-1 実験目的

平地歩行時における歩行支援ウェアの支援効果を評価することを目的とする。また製作した歩行支援ウェアは体幹運動を用いた支援機構を導入しているため、体幹部分への負担と着用者へ与える不快感の評価も合わせて行う。

4-2 実験方法

歩行支援ウェアを着用した状態での平地歩行実験を行った。被験者は表 4-1 に示す健康成人男性 13 名で行い、1 人につき歩行支援ウェア着用時と未着用時での歩行を 2 回ずつ計 4 回行った。歩行実験開始前にトレッドミル上での練習歩行を 3 分間行い、歩行支援ウェアにある程度慣れさせてから実験を行った。実験時には歩行速度などの指定は特に行わなかった。

また歩行実験終了後に SD 法による官能実験を実施した。使用した項目などはベルト素材最適化の際に使用したもの（表 3-3）と同様である。

表 4-1 平地歩行実験被験者

被験者	年齢	身長	体重
Sub. 1	24	1.67	57
Sub. 2	23	1.74	72
Sub. 3	27	1.80	82
Sub. 4	21	1.71	63
Sub. 5	24	1.73	60
Sub. 6	22	1.74	69
Sub. 7	25	1.82	65
Sub. 8	22	1.71	70
Sub. 9	25	1.83	75
Sub. 10	24	1.80	70
Sub. 11	22	1.70	58
Sub. 12	25	1.72	67
Sub. 13	20	1.73	62

4-3 実験装置

4-3-1 モーションキャプチャシステム

図 4-1 (a)に示すモーションキャプチャカメラ “OptiTrack Flex 3” (Natural Point 社) を 16 台使用し、計測の際は “Motive” (Nobby Tech 社)、解析には “VENUS3D” (Nobby Tech 社) のソフトウェアを使用した。全身に取り付けるマーカは Plug-in-gait のマーカセットに従い 39 ヶ所に取り付け、ベルトの位置情報を取得するために下肢部屈曲支援ベルト上と取り付け位置、下肢部伸展支援ベルト上と取り付け部の計 4 ヶ所にマーカを追加して取り付けた。また上後腸骨棘のマーカはベルトで隠れてしまう恐れがあったため、通常よりも外側に配置し、VENUS3D での解析時に正規の骨盤位置にマーカの補正を行った。

4-3-2 据置式フォースプレート

図 4-1 (b)に示すアンプ内蔵型フォースプレート “TF-4060-D” (テック技販社) を 1 台使用した。4 隅にフォーストランスデューサを備えたタイプであるため、中央に重りを載せて 4 つのトランスデューサの出力が等しくなるようにして水平面の調整を実験前に行った。またフォースプレートとモーションキャプチャシステムの座標を一致させるため、モーションキャプチャシステムの座標原点を床反力計の座標原点と同じ位置に設定し、モーションキャプチャシステムの座標軸に対し座標変換を行ってフォースプレート座標と一致させた。

4-3-3 マットスイッチ

図 4-1 (c)に示すマットスイッチ “OM-1074” (大阪自動電機社) を 1 台使用した。本実験では回路の途中に乾電池を取り付け、マットスイッチが ON になったときに電圧が出力されるようにした。これをフォースプレートの先に設置することで、1 歩行周期を取得できるようにした。

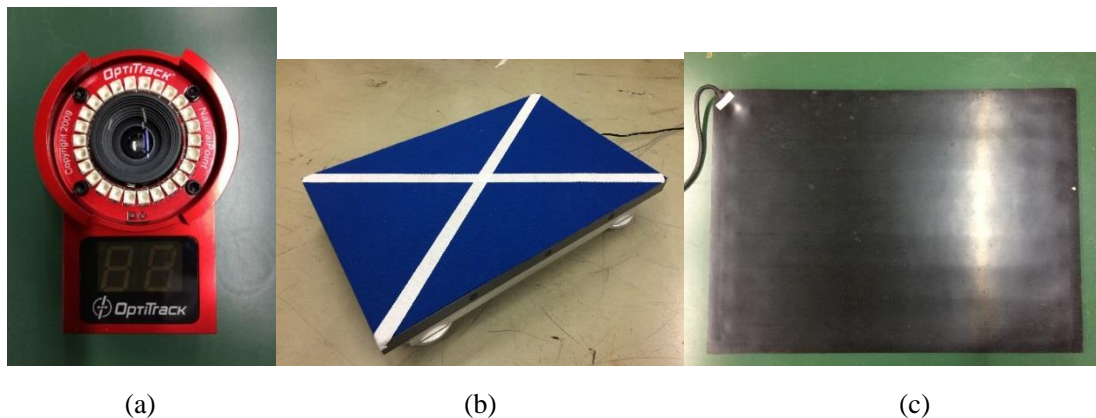


図 4-1 (a) モーションキャプチャカメラ
(b) 床反力計
(c) マットスイッチ

4-3-4 張力計

歩行支援ウェアのエラストマーベルトによって股関節まわりに発生するモーメントを測定するため、エラストマーベルトにかかる張力を計測するバックル型張力計を製作した（石坂, 1992）。

バックルに通したベルトが左右から引っ張られ張力が発生すると、図 4-2 のような単純支持ばりのような格好になる。このときベルトによってバックルの中央が押し込まれるので、バックル中央に大きなひずみが発生する。このひずみをひずみゲージで測定し、ベルトにかかる張力を測定しようとするのが今回製作した張力計の原理である。

製作した張力計を図 4-3 に示す。張力計本体のバックルは市販の“Fit ベルト送り 847-30mm 用”（亜鉛 98%）を使用し、剛性を小さくするために厚みを薄くする加工をフライス盤で行った。またひずみゲージは“KFR-02N-120-C1-11N10C2”（共和電業社）を用い、4 ゲージ法による製作を行った。

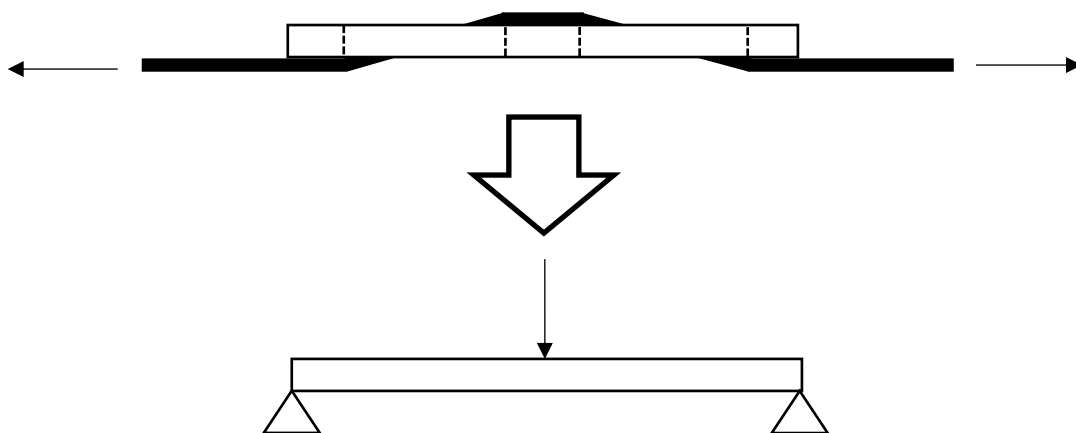


図 4-2 張力計の測定原理

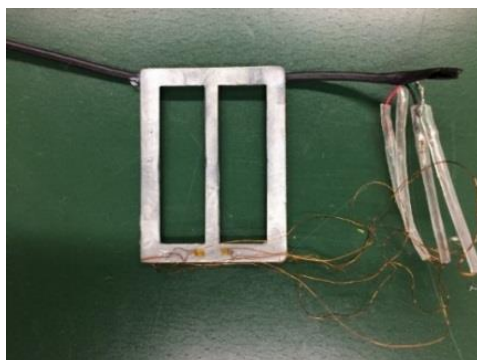


図 4-3 張力計

本実験では実験用に2台、予備用に2台の計4台の張力計を製作した。ひずみゲージを貼付後、全4台の張力計についてそれぞれ較正を行った。天井から吊り下げたベルトに張力計をセットし、ベルトの最下部に重りを吊るして負荷を与え、それぞれの荷重値に対する電圧を計測した。各センサの計測結果を図4-4に示す。負荷荷重には1つ1.0kgの重り6個と0.2kgの重り台を用いて、0kgから6.2kgまで負荷、6.2kgから0kgまで除荷を行い、その結果から較正式(4.1)、(4.2)、(4.3)、(4.4)を算出した。較正式の算出には、データに非線形性が見られたことから2次の多項式近似を用いた。

$$\text{張力計 1} : F_1 = 2.180E_1^2 + 22.04E_1 - 1.014 \quad (4.1)$$

$$\text{張力計 2} : F_2 = 1.618E_2^2 + 20.83E_2 - 1.314 \quad (4.2)$$

$$\text{張力計 3} : F_3 = 1.908E_3^2 + 21.20E_3 - 0.769 \quad (4.3)$$

$$\text{張力計 4} : F_4 = 2.392E_4^2 + 19.03E_4 - 1.174 \quad (4.4)$$

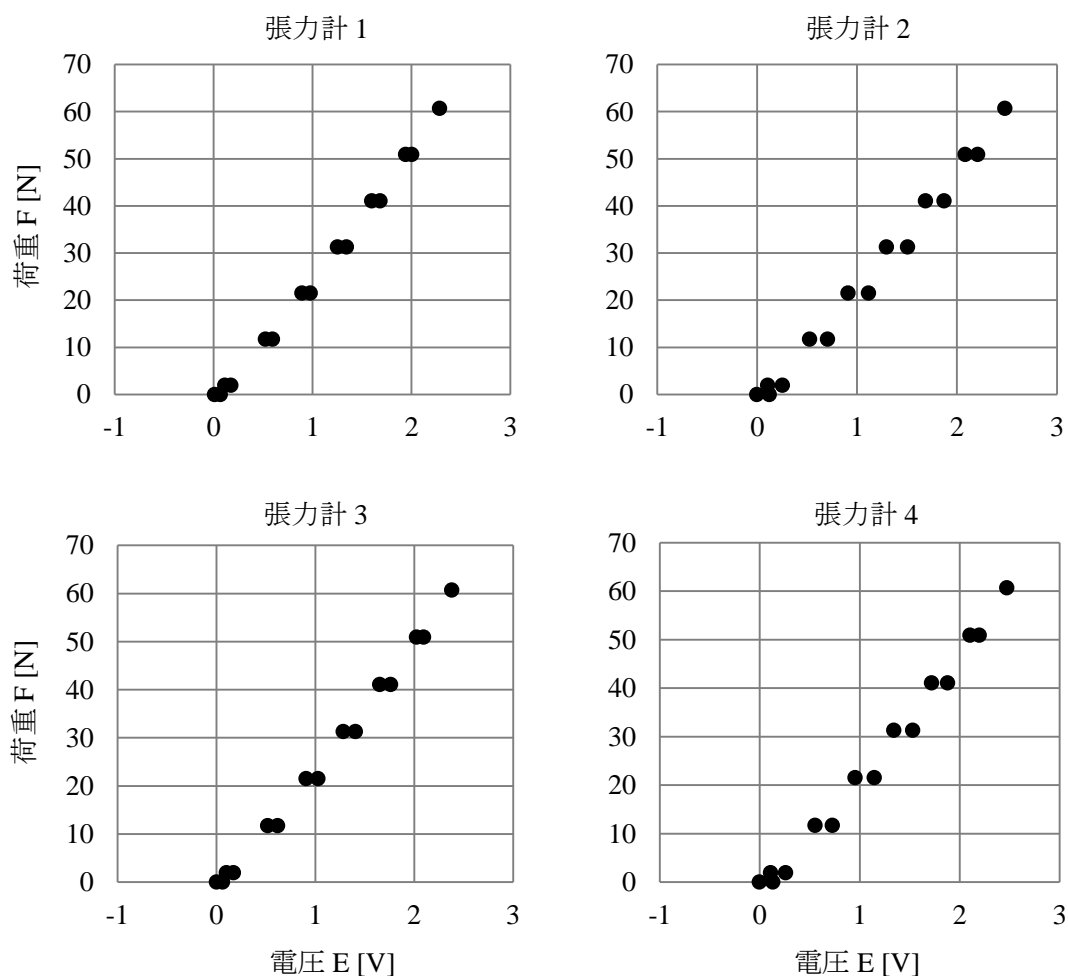


図4-4 張力計較正結果

4-3-5 筋電図センサ

図 4-5 (a)に示す筋電図センサ“DL-141”(S&ME 社)を4台使用した。センサの貼付位置は図 4-6 に示すように左腹斜筋, 右腹斜筋, 左脊柱起立筋, 右脊柱起立筋とし, 歩行時の体幹運動によって生じる筋電図を計測した。

4-3-6 歩行路

今回使用した据置型フォースプレートは床に置いて使用するタイプのため, 図 4-5(b)のような床反力計の高さに合わせた歩行路を使用した。歩行路の全容を図 4-7 に示す。図 4-7 において歩行開始地点は歩行路の左端である。

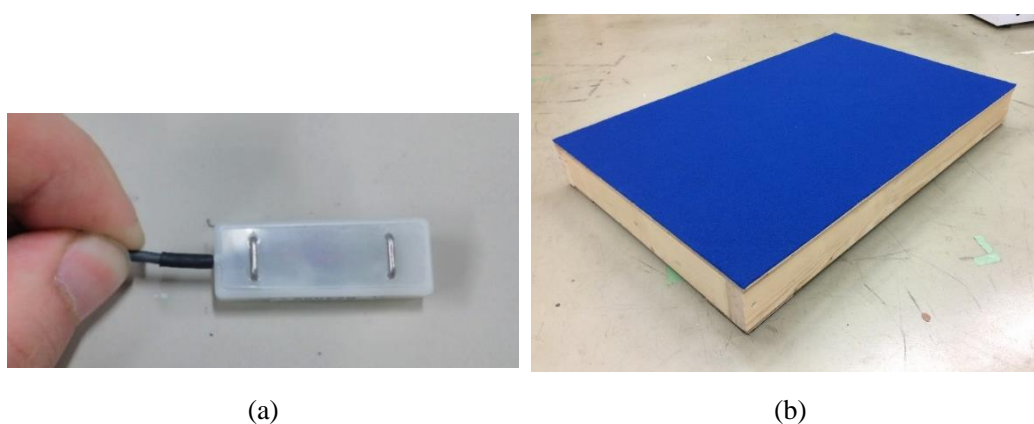


図 4-5 (a) 筋電図センサ
(b) 歩行路

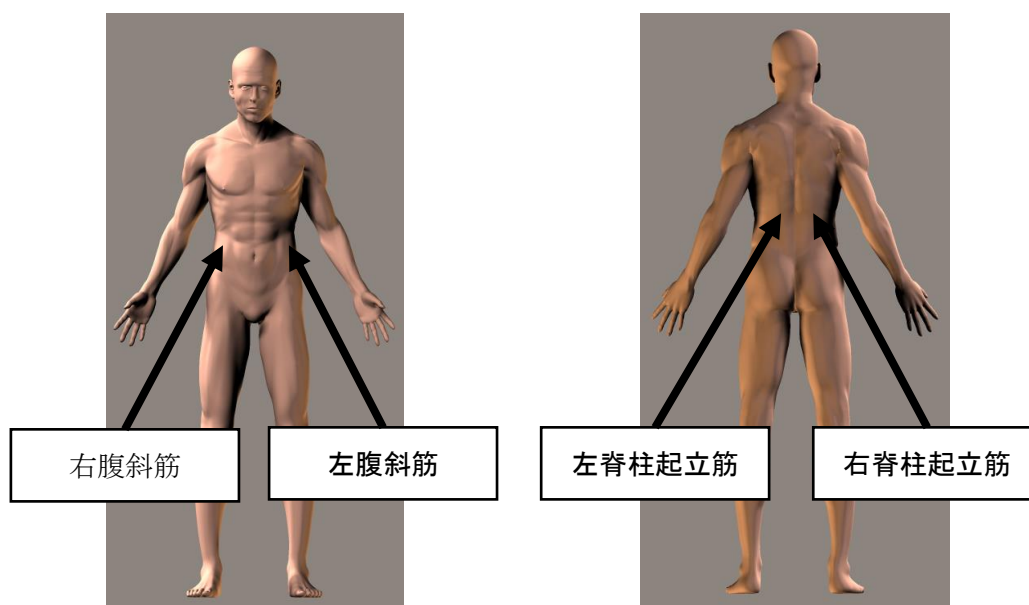


図 4-6 筋電図センサ貼付位置

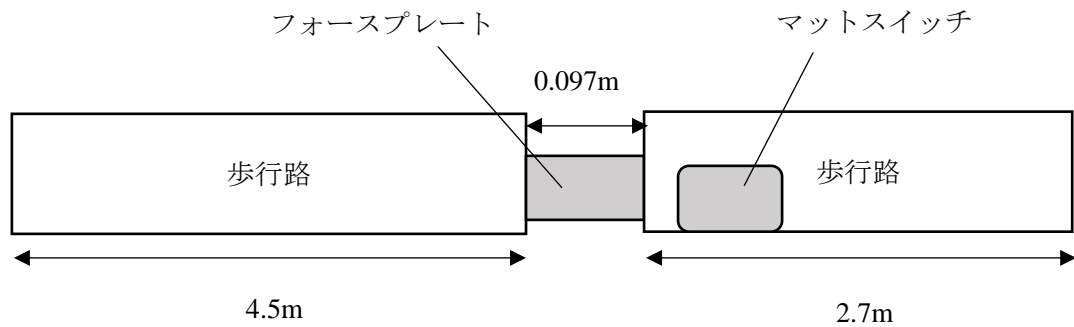


図 4-7 歩行路全容

4-3-7 実験装置全体の接続方法

図 4-8 に実験装置全体の接続方法を示す。PC1 にはモーションキャプチャが接続され、PC2 にはフォースプレート、PC3 には AD 変換器を介して張力計、マットスイッチ、筋電図センサが接続されている。また全ての機器はトリガボックスに接続されており、これによって同期計測が可能となっている。増幅器には小型 3CH シグナルコンディショナ“DSA-03A”（テック技販社）、AD 変換器には“DSS300-03”（テック技販社）、トリガボックスは同社製の接点入出力と TTL 入出力が同期可能であるものを使用した。アンプ、AD 変換器、トリガボックスを図 4-9 に示す。

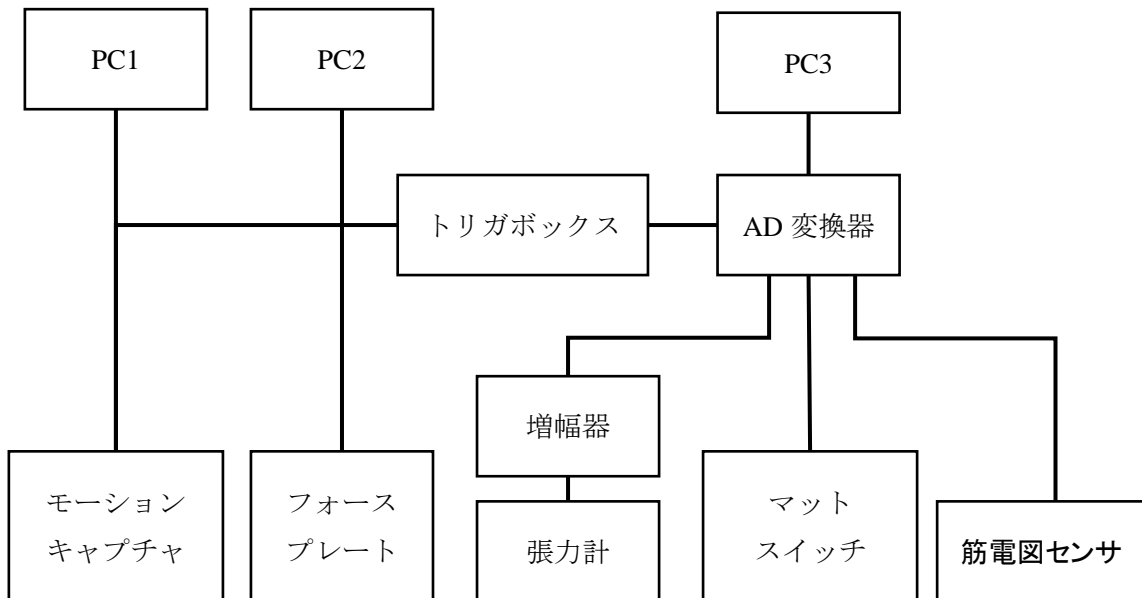
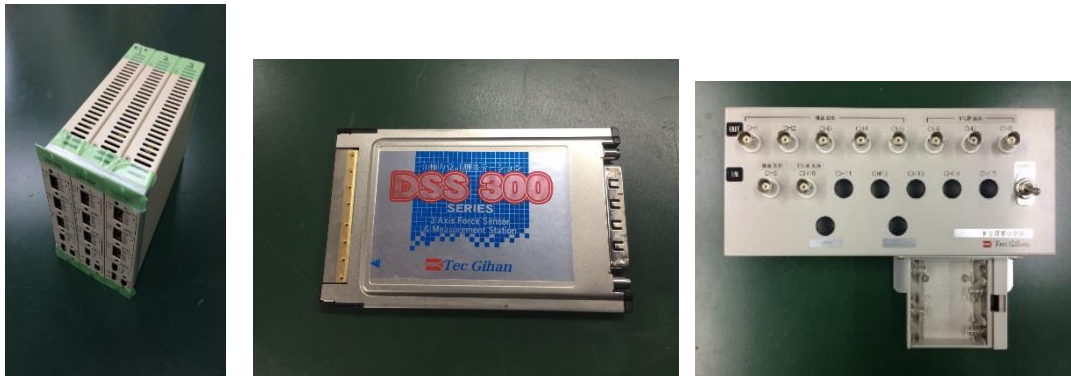


図 4-8 実験装置の接続方法



(a)

(b)

(c)

図 4-9 (a) 増幅器

(b) AD 変換器

(c) トリガボックス

4-4 解析方法

4-4-1 関節モーメント解析方法

今回行う評価実験の目的は、関節モーメントの測定から歩行アシスト装具の歩行支援効果の評価することであるが、関節モーメントは生体内負荷であるから、直接計測するのは困難である。そこで筋骨格モデルによる動作解析（長谷，2014）を用いて関節モーメント推定する方法を行った。以下にその解析方法を述べる。

(1) 逆動力学解析

逆動力学解析とは、身体の運動方程式に対して、身体運動データを入力条件として与えることによって関節駆動力を求める解析方法である。具体的には身体運動の変位、速度、加速度を与えることにより、各関節に作用する関節モーメントや関節反力などを推定する。この解析方法によって、モーションキャプチャシステムなどで計測が可能な身体運動データを用いて、直接計測が困難な生体内負荷である関節駆動力を推定することができる。

実際に逆動力学解析を行う場合は、まず身体各節の運動変位をモーションキャプチャシステムで測定する。そして運動変位を数値微分することで速度と加速度を得る。また身体に作用する外力を床反力計などで測定する。以上で得られた身体運動データならびに外力を身体の運動方程式に代入し、逆動力学に基づき関節駆動力について解くことで関節モーメントなどの生体内負荷を推定できる。

(2) ポイントクラスタ法による関節角度の算出

ポイントクラスタ法とは、1つのセグメントに多数のマーカを貼付し、そのマーカ群を用いて最適化法により皮膚の動揺による誤差を最小にすることで関節運動を推定する方法である。動作解析を行う分野では最も精度が良い方法とされている。以下にポイントクラスタ

法による関節角度の算出方法を記述する.

■ スタティックキャリブレーション (静止立位姿勢の計測)

スタティックキャリブレーションを行い, 予め各セグメントで定義した方法に基づいてセグメント座標系を定義する. そして各マーカの位置座標を, そのマーカが貼付されているセグメントの座標系によって記述する.

■ 解析モデルの構築

コンピュータ上の仮想的な人体モデルにマーカを取り付け, 解析モデルを構築する. この解析モデル上に固定したマーカを仮想マーカと呼び, そのマーカの位置座標はスタティックキャリブレーションで取得したマーカの位置座標を用いる. そして解析モデルに逐次関節角度を与え, そのときの関節角度における仮想マーカの位置座標を空間座標系によって記述する.

■ 関節角度の算出

以下の最適化問題に対する解, すなわち計測されたマーカの位置座標と仮想マーカの位置座標の差が身体セグメント全てで最小二乗の意味で最小化されるような解析モデルの姿勢を求める. このときのモデルの姿勢を表す関節角度を, 歩行中の関節角度として取得する.

$$f = \sum_{i=1}^m ([\text{計測されたマーカの位置座標}] - [\text{仮想マーカの位置座標}])^2 \quad (4.5)$$

ここで, f : 残余誤差, m : マーカ数 である.

(3) ニュートン・オイラー法による関節モーメントの算出

今回用いた逆動力学解析は, ニュートン・オイラー法によって関節モーメントを算出してゐる. この手法の計算は以下に示す2つの段階によって構成されている.

■ 前向き反復計算

計測された位置データ (関節位置の時系列データ) から各関節の角度, 角速度, 各加速度を求める. それらの値を用いて, 骨盤セグメントから足部セグメントに向かって再帰的に各セグメントの角速度, 角加速度, 重心加速度を計算する.

(i) 角速度 ${}^i\omega_0$

$${}^i\omega_0 = {}^{i-1}R \ {}^i\omega_{i-1} + \dot{q}_i \hat{z}_i \quad (4.6)$$

ここで, ${}^{i-1}R$: $i-1$ から i への変換行列, \hat{z}_i : i リンクが持つ自由度の向きである.

(ii) 角加速度 ${}^i\dot{\omega}_0$

$${}^i\dot{\omega}_i = {}^{i-1}R \ {}^i\dot{\omega}_{i-1} + {}^{i-1}R \ {}^i\omega_{i-1} \times \dot{q}_i \hat{z}_i + \ddot{q}_i \hat{z}_i \quad (4.7)$$

(iii) 関節位置までの速度ベクトル ${}^i\dot{r}_0^j$

$${}^i\dot{r}_i^j = {}^{i-1}R ({}^{i-1}\dot{r}_{i-1}^j + {}^{i-1}\omega_{i-1} \times {}^{i-1}p_i) \quad (4.8)$$

ここで, ${}^{i-1}p_i$: $i-1$ から i への位置ベクトルである.

(iv) 関節位置までの加速度ベクトル ${}^i\ddot{\mathbf{r}}_i^j$

$${}^i\ddot{\mathbf{r}}_i^j = {}_{i-1}^i\mathbf{R}\{ {}^i\ddot{\mathbf{r}}_{i-1}^j + {}^{i-1}\dot{\boldsymbol{\omega}}_{i-1} \times {}^{i-1}\mathbf{p}_i + {}^{i-1}\dot{\boldsymbol{\omega}}_{i-1} \times ({}^{i-1}\dot{\boldsymbol{\omega}}_{i-1} \times {}^{i-1}\mathbf{p}_i)\} \quad (4.9)$$

(v) 関節重心位置までの加速度ベクトル ${}^i\ddot{\mathbf{r}}_i^G$

$${}^i\ddot{\mathbf{r}}_i^G = {}^i\dot{\boldsymbol{\omega}}_i \times {}^i\mathbf{p}_i^G + {}^i\dot{\boldsymbol{\omega}}_i \times ({}^i\dot{\boldsymbol{\omega}}_i \times {}^i\mathbf{p}_i^G) + {}^i\ddot{\mathbf{r}}_i^G \quad (4.10)$$

ここで, ${}^i\mathbf{p}_i^G$: i リンクの重心位置ベクトルである.

■ 後向き反復計算

末端の足部セグメントから骨盤セグメントに向かって再帰的に, 外部から質量中心に加えなければならない力, モーメントを求めることで, 関節モーメントを算出する.

(i) リンク重心の慣性力 ${}^i\mathbf{f}_i$

$${}^i\mathbf{f}_i = m_i {}^i\ddot{\mathbf{r}}_i^G \quad (4.11)$$

ここで, m_i : i リンクの質量である.

(ii) 慣性トルク ${}^i\boldsymbol{\gamma}_i$

$${}^i\boldsymbol{\gamma}_i = {}^i\mathbf{I}_i {}^i\dot{\boldsymbol{\omega}}_i + {}^i\boldsymbol{\omega}_i \times ({}^i\mathbf{I}_i {}^i\boldsymbol{\omega}_i) \quad (4.12)$$

ここで, ${}^i\mathbf{I}_i$: i リンクの慣性モーメントである.

(iii) 各リンクで受ける力 ${}^i\mathbf{f}_i$

$${}^i\mathbf{f}_i = {}_{i-1}^i\mathbf{R}^{i+1}\mathbf{f}_{i+1} \times {}^i\mathbf{f}_i - {}^i\mathbf{f}_i^E - {}^i\mathbf{f}_i^{lg} \quad (4.13)$$

ここで, ${}^i\mathbf{f}_i^E$: i リンクが受ける外力 (床反力), ${}^i\mathbf{f}_i^{lg}$: i リンクが受けるリンクグループからの反力である.

(iv) 各リンクで受けるモーメント ${}^i\mathbf{b}_i$

$${}^i\mathbf{b}_i = {}_{i-1}^i\mathbf{R}^{i+1}\mathbf{n}_{i+1} \times {}^i\mathbf{p}_{i+1} \times ({}_{i-1}^i\mathbf{R}^{i+1}\mathbf{f}_{i+1}) + {}^i\mathbf{p}_i^G \times {}^i\mathbf{f}_i + {}^i\boldsymbol{\gamma}_i - {}^i\mathbf{p}_i^{lg} \times {}^i\mathbf{f}_i^{lg} - {}^i\mathbf{b}_i^{lg} \quad (4.14)$$

ここで, ${}^i\mathbf{p}_i^G$: i リンクから反力を受けるリンクグループ先端までの位置ベクトル, ${}^i\mathbf{b}_i^{lg}$: i リンクが受けるリンクグループからのモーメントである.

4-4-2 歩行支援ウェア着用時の関節モーメント解析方法

筋骨格モデルによって推定された関節モーメントは, 純粋に関節まわりに発生するモーメントを表している. つまりウェア着用時における関節モーメントの推定結果は, 歩行支援ウェアが発揮する支援力 (エラストマーベルトによる張力) によって関節まわりに発生するモーメント (以下, 支援モーメント) を含めた値になっている. したがってウェア着用時と未着用時の関節モーメントを比較するには, ウェア着用時における関節モーメントの推定結果から, 支援モーメントを除去する必要がある. そこで張力計によって計測したエラストマーベルトの張力とモーションキャプチャシステムによって計測したベルト位置から支援モーメントを算出し, その値をウェア着用時の関節モーメントの値から差し引くといった処理を行った.

図4-12に関節モーメント測定の概要を示す。ウェア未着用時には筋骨格モデルによって推定された関節モーメント \mathbf{M}_H の値をそのまま使用する。ウェア着用時について、まずエラストマーベルト i によって発生する張力ベクトル \mathbf{T}_i は式(4.15)で表される。

$$\mathbf{T}_i = F_i (\mathbf{R}_{Bi} - \mathbf{R}_{Ki}) \quad (4.15)$$

ここで、 F_i ：ベルト i にかかる張力（張力計による測定値）、 \mathbf{R}_{Ki} ：ベルト i 固定部分のマーカ座標、 \mathbf{R}_{Bi} ：ベルト i 上のマーカ座標である。この張力ベクトル \mathbf{T}_i と股関節中心からベルト i の固定部分のマーカへの位置ベクトル \mathbf{R}_{Hi} の外積をとることで、ベルト i によって股関節まわりに発生するモーメント \mathbf{M}_i を計算することができる

$$\mathbf{M}_i = \mathbf{T}_i \times \mathbf{R}_{Hi} \quad (4.16)$$

各ベルトによって発生するモーメント \mathbf{M}_i の総和から、歩行支援ウェアによって股関節まわりに発生する支援モーメント \mathbf{M}_S が得られる。

$$\mathbf{M}_S = \sum_{i=1}^2 \mathbf{M}_i = \sum_{i=1}^2 \{F_i (\mathbf{R}_{Bi} - \mathbf{R}_{Ki}) \times \mathbf{R}_{Hi}\} \quad (4.17)$$

筋骨格モデルによって算出した関節モーメント \mathbf{M}_H と、支援モーメント \mathbf{M}_S の差をとることで、支援モーメントを除去した関節モーメント \mathbf{M}_H' が得られる。

$$\mathbf{M}_H' = \mathbf{M}_H - \mathbf{M}_S \quad (4.18)$$

関節モーメント \mathbf{M}_H' とウェア未着用時の関節モーメント \mathbf{M}_H の値を比較することで、装具によって減少したモーメント量を評価することができる。

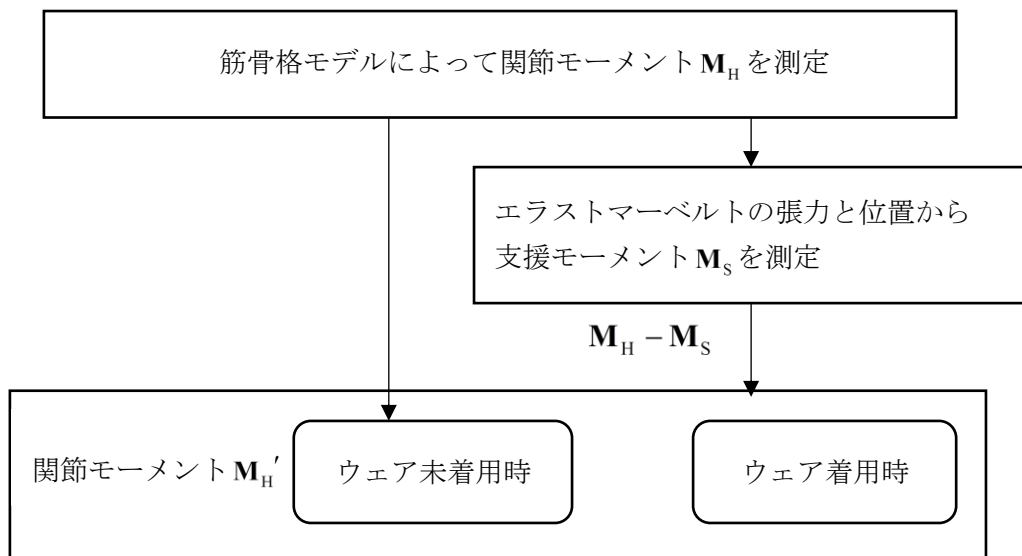


図4-10 関節モーメント測定の概要

4-4-3 筋電図解析方法

筋電図は計測データに対し、ハイパスフィルタによるドリフト除去、全波整流化、ローパスフィルタによる平滑化を行った。各処理方法について述べる。

(1) ローパスフィルタ

2次バターワース特性のローパスフィルタを使用した (Bryant, 1984)。計算式は式(4.19)である。

$$X'(t) = A\{X(t) + 2X(t-1) + X(t-2)\} + BX'(t-1) + CX'(t-2) \quad (4.19)$$

ここで、 $X'(t)$ ：時刻 t におけるフィルタ適用後のデータ、 $X(t)$ ：時刻 t におけるフィルタ適用前のデータである。また各係数については以下の通り。

$$A = \frac{V^2}{V^2 + \sqrt{2}V + 1} \quad (4.20)$$

$$B = \frac{2(1 - V^2)}{V^2 + \sqrt{2}V + 1} \quad (4.21)$$

$$C = -\frac{V^2 - \sqrt{2}V + 1}{V^2 + \sqrt{2}V + 1} \quad (4.22)$$

$$V = \tan\left(\frac{f_c}{f_s}\pi\right) \quad (4.23)$$

ここで、 f_c ：遮断周波数、 f_s ：計測周波数である。本実験では遮断周波数を 10Hz とした。使用したローパスフィルタの周波数応答を図 4-11 に示す。

(2) ハイパスフィルタ

ハイパスフィルタは前述するローパスフィルタを基に作成したものを使用した (Murphy, 1994)。計算式は式(4.24)である。

$$X'(t) = D\{X(t) - 2X(t-1) + X(t-2)\} + EX'(t-1) + FX'(t-2) \quad (4.24)$$

ここで、 $X'(t)$ ：時刻 t におけるフィルタ適用後のデータ、 $X(t)$ ：時刻 t におけるフィルタ適用前のデータである。また各係数については以下の通り。

$$D = \frac{W^2}{W^2 + 2W + 1} \quad (4.25)$$

$$E = \frac{2(W-1)}{W+1} \quad (4.26)$$

$$F = \frac{W-1}{W+1} \quad (4.27)$$

$$W = 2.3 \tan\left\{\left(\frac{1}{2} - \frac{f_c}{f_s}\right)\pi\right\} \quad (4.28)$$

ここで、 f_c ：遮断周波数、 f_s ：計測周波数である。本実験では遮断周波数を 1.0Hz とした。使用したハイパスフィルタの周波数応答を図 4-12 に示す。

(3) 全波整流

ハイパスフィルタ通過後の波形に対して全波整流を行った。計算式は式(4.29)である。

$$X'(t) = |X(t)| \quad (4.29)$$

ここで、 $X'(t)$ ：時刻 t における整流後のデータ， $X(t)$ ：時刻 t における整流前のデータである。

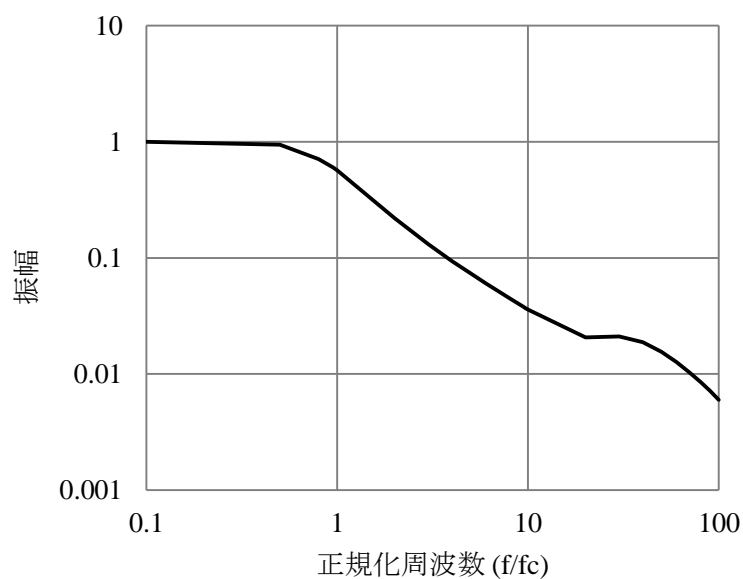


図 4-11 ローパスフィルタの周波数特性

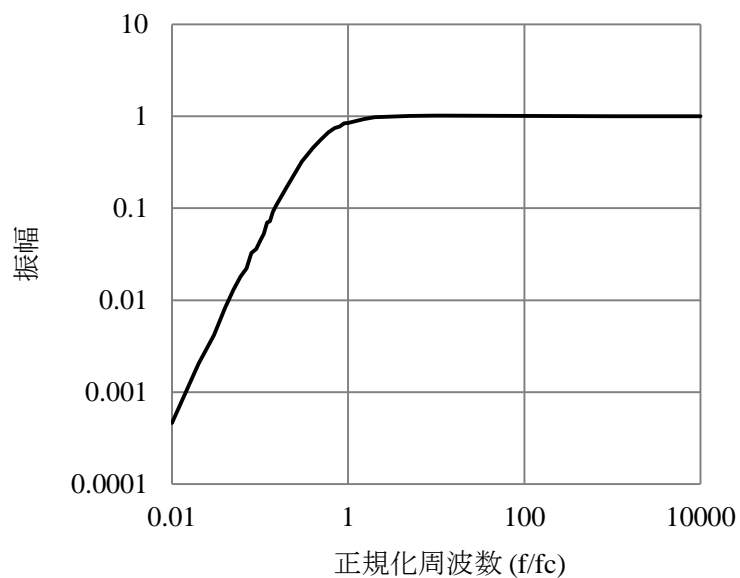


図 4-12 ハイパスフィルタの周波数特性

4-5 実験結果

平地歩行実験より得られた結果を以下に記述する。

4-5-1 歩行周期，歩行速度，歩幅

歩行時の歩行周期，歩幅，歩行速度を図 4-13 に示す。歩行周期は床反力 $F_z > 10\text{N}$ となった点からマットスイッチ起動時を 1 周期とし，歩行速度は身体運動モデルによって算出した重心速度の 1 歩行周期での平均値，歩幅は歩行周期と歩行速度の積によって算出した。また各値は被験者の身長と重力加速度を用いて正規化している。正規化方法については表 4-2 に示す。表 4-2 において l_i は各被験者の身長， g は重力加速度を示している。

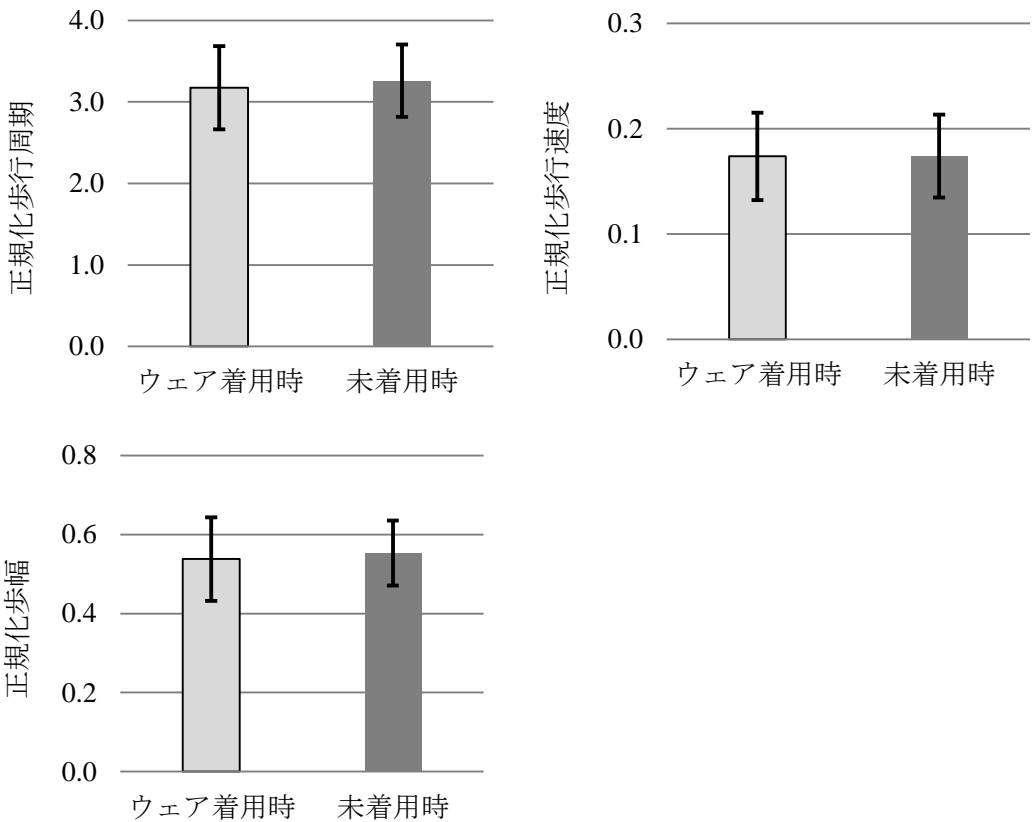


図 4-13 歩行周期，歩行速度，歩幅

表 4-2 歩行周期，歩行速度，歩幅の正規化方法

項目	歩行周期 T	歩行速度 V	歩幅 S
正規化方法	$\bar{T}_i = \frac{T_i}{\sqrt{l_i/g}}$	$\bar{V}_i = \frac{V_i}{\sqrt{l_i g}}$	$\bar{S}_i = \frac{S_i}{l_i}$

4-5-2 床反力

床反力測定結果を図 4-14 に示す。図は各被験者の体重で正規化した値である。

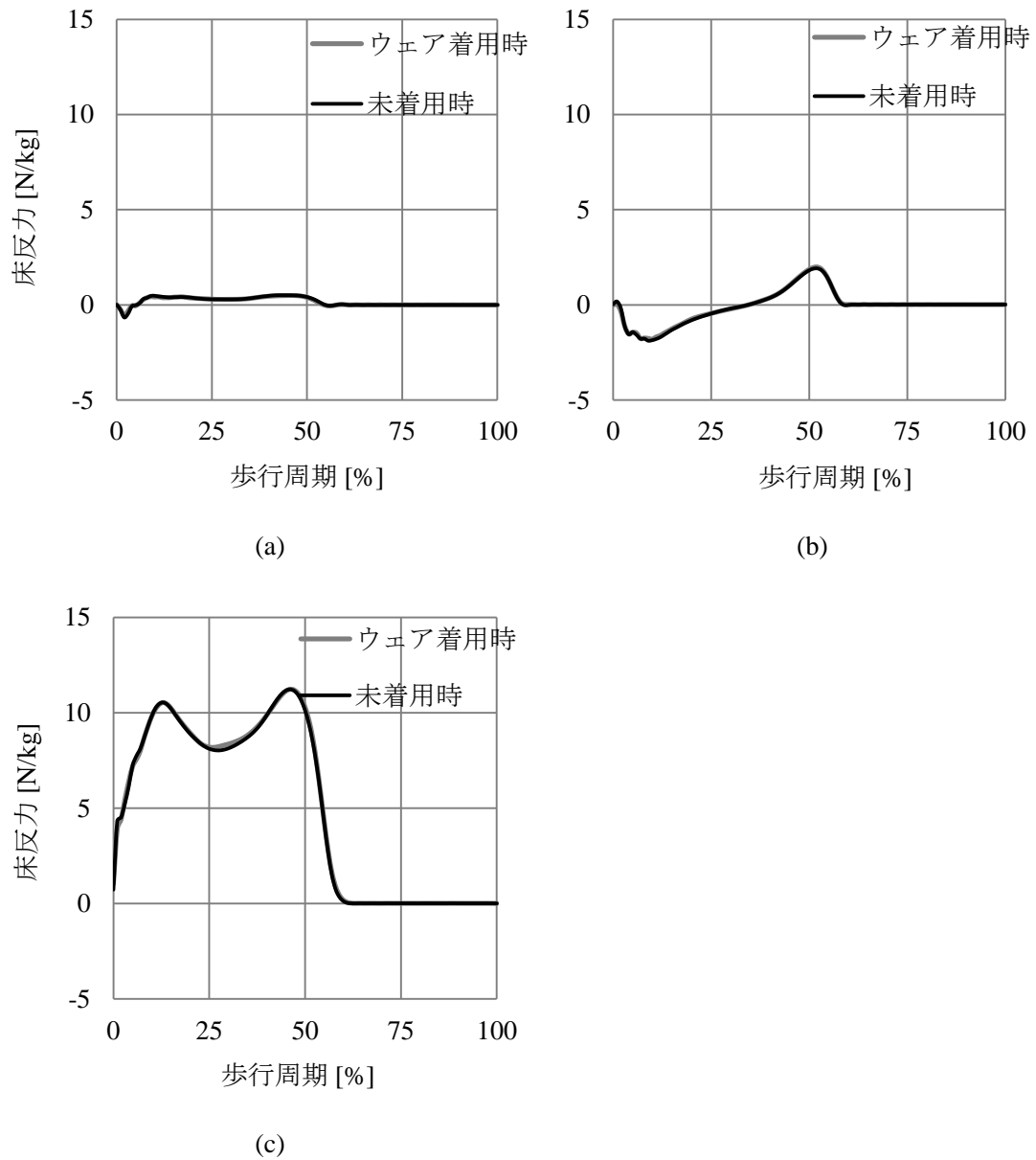


図 4-14 (a) 進行方向床反力測定結果
(b) 左右方向床反力測定結果
(c) 鉛直方向床反力測定結果

4-5-3 関節角度

関節角度測定結果を図 4-15 に示す。股関節と膝関節は屈伸角度，足関節は底背屈角度である。各関節は立位時を 0° とし，股関節と膝関節は伸展方向を正，足関節は底屈方向を正としている。

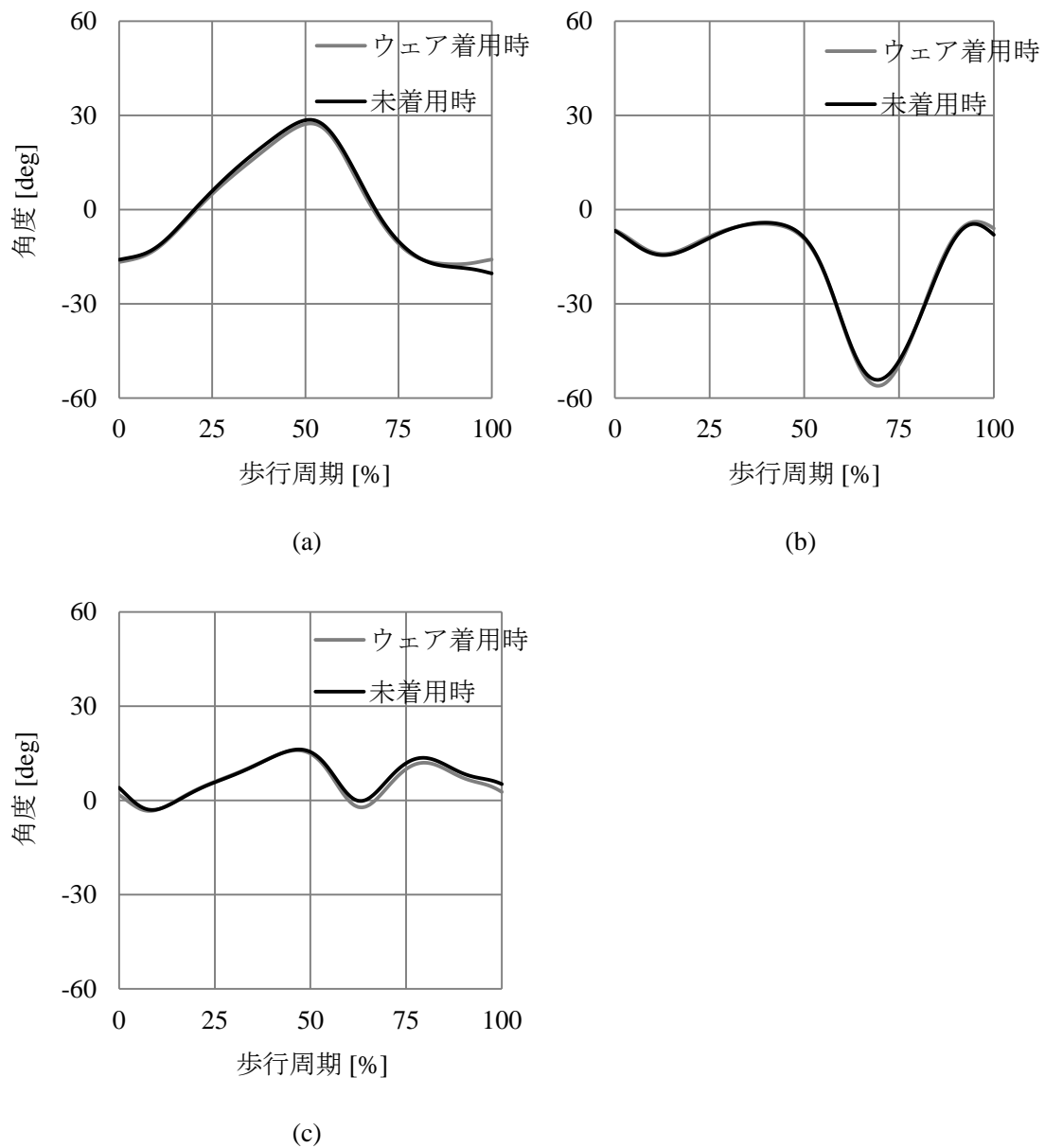


図 4-15 (a) 股関節屈伸角度測定結果
(b) 膝関節屈伸角度測定結果
(b) 足関節屈伸角度測定結果

4-5-4 関節角速度

関節角速度の測定結果を図4-16に示す。股関節と膝関節は屈伸角速度，足関節は底背屈角速度であり，股関節と膝関節は伸展方向を正，足関節は底屈方向を正としている。

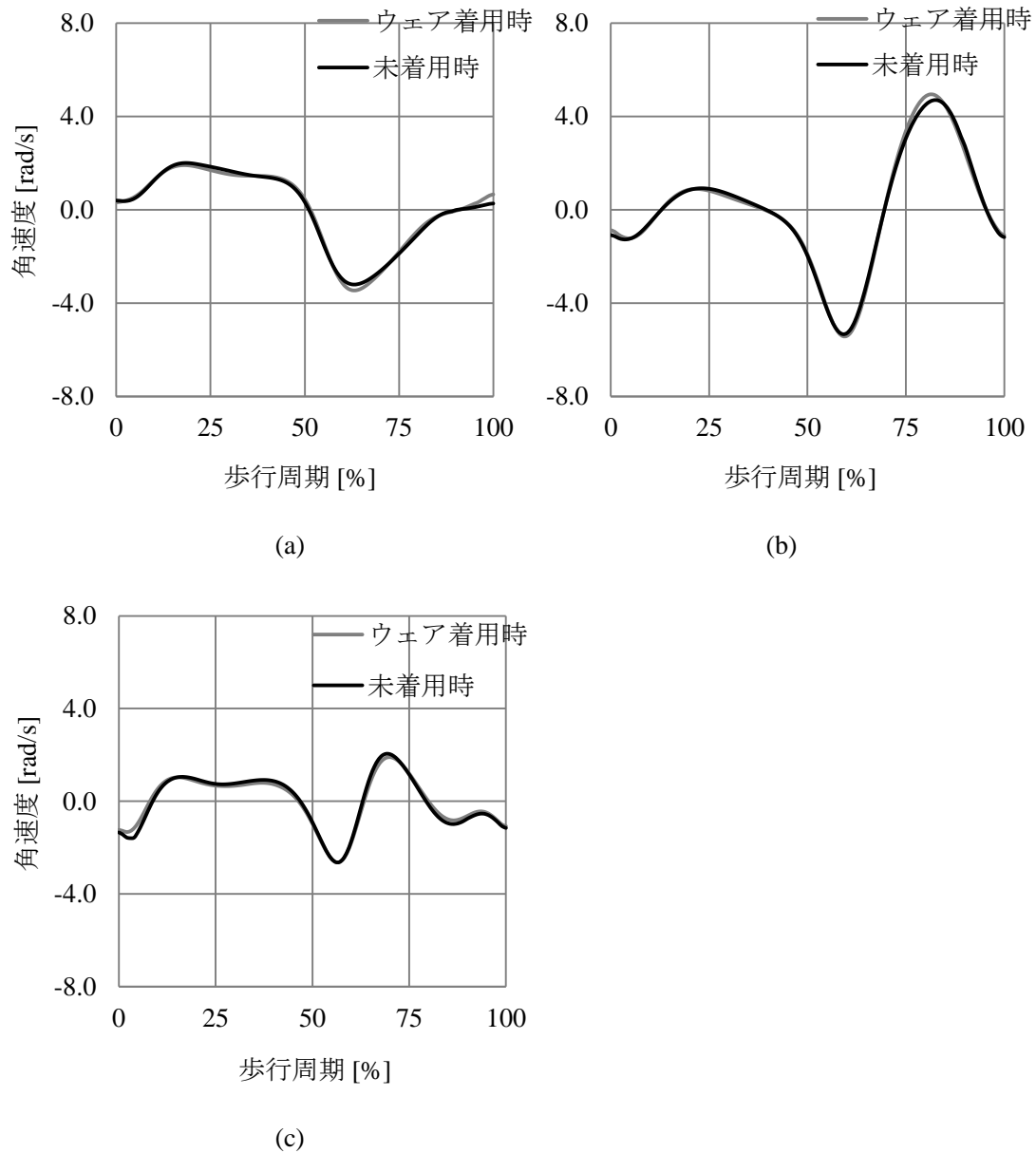


図4-16 (a) 股関節屈伸角速度測定結果
(b) 膝関節屈伸角速度測定結果
(b) 足関節屈伸角速度測定結果

4-5-5 関節モーメント

関節モーメントの測定結果を図 4-17 に示す。股関節と膝関節は屈伸モーメント，足関節は底背屈モーメントであり，股関節と膝関節は伸展方向を正，足関節は底屈方向を正としている。図は各被験者の身長と体重の積で正規化した値を示している。

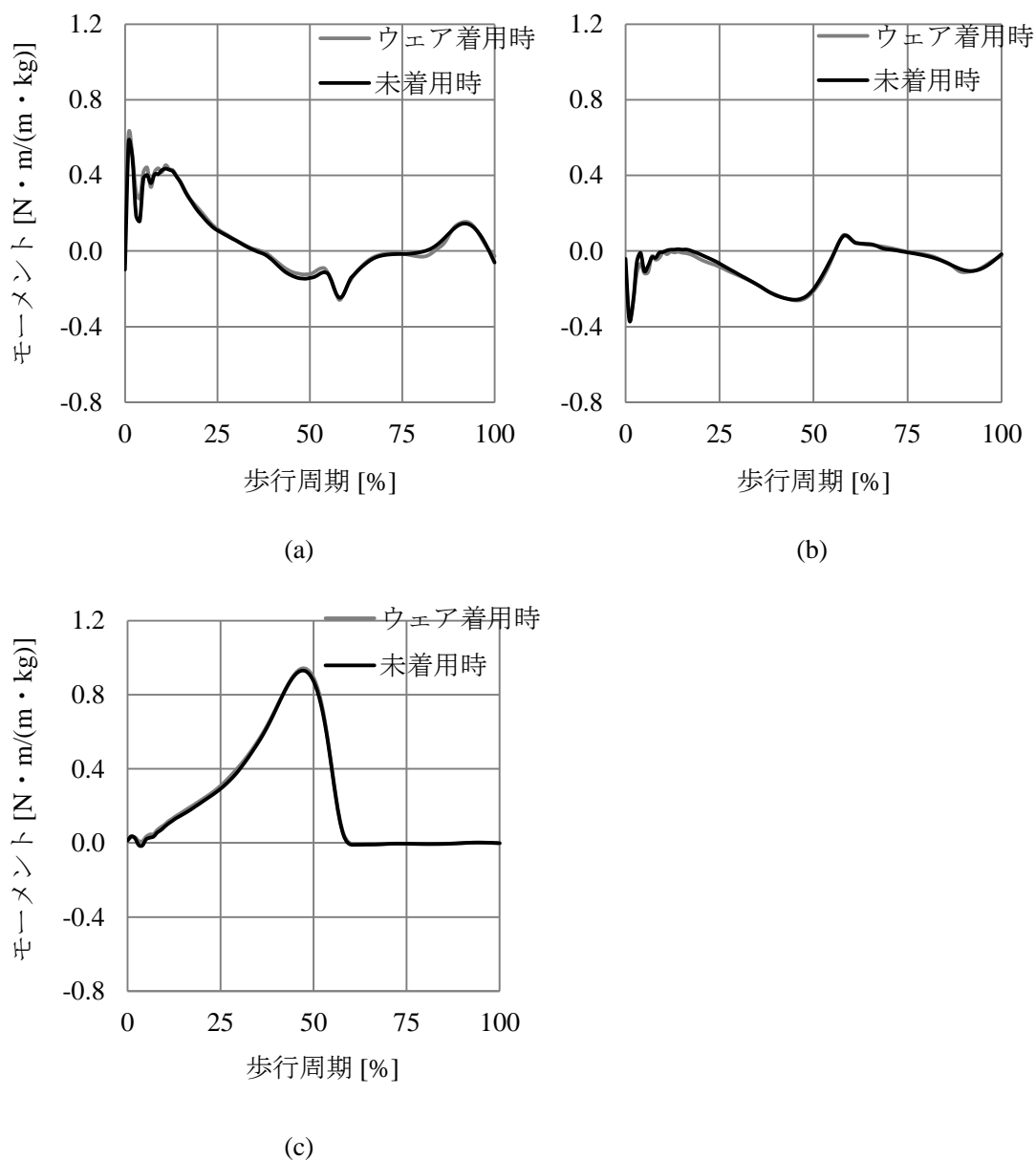


図 4-17 (a) 股関節屈伸モーメント測定結果
(b) 膝関節屈伸モーメント測定結果
(c) 足関節屈伸モーメント測定結果

4-5-6 関節パワー

関節パワーの測定結果を図 4-18 に示す．股関節と膝関節は屈伸パワー，足関節は底背屈パワーである．図は各被験者の身長と体重の積で正規化した値を示している．

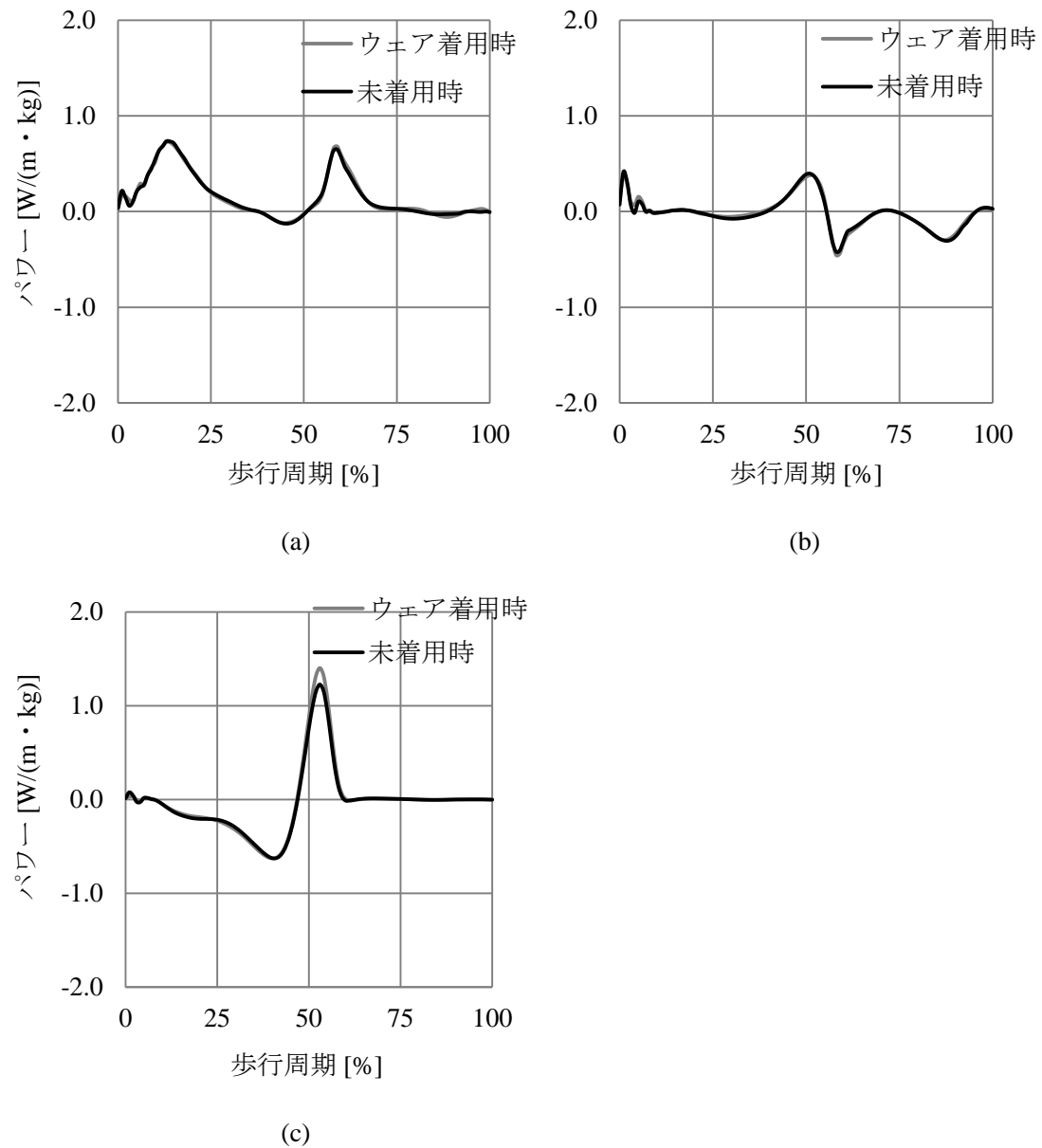


図 4-18 (a) 股関節屈伸パワー測定結果
(b) 膝関節屈伸パワー測定結果
(b) 足関節屈伸パワー測定結果

4-5-7 支援モーメント

歩行支援ウェアによる股関節まわりの支援モーメントを図 4-19 に示す。図の実線は平均値，破線は $\pm 1SD$ を示しており，伸展方向が正である。図は各被験者の身長と体重の積で正規化した値を示している。

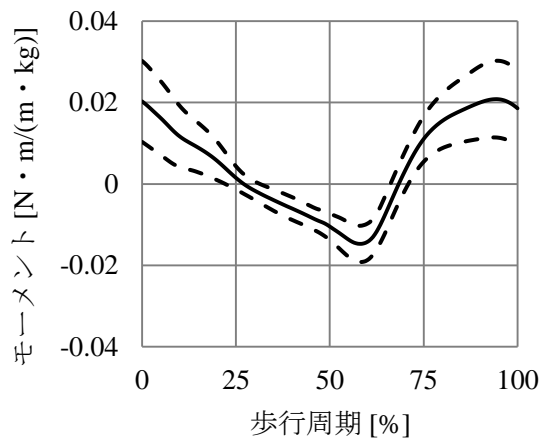


図 4-19 平地歩行時支援モーメント

4-5-8 股関節モーメント比較結果

4-4-2 で述べた解析方法で算出した，歩行支援ウェアの効果を除去した股関節屈伸モーメントを図 4-20 (a)に，歩行支援ウェア未着用時の股関節屈伸モーメントを図 4-20 (b)に示す。両者を比較することで歩行支援ウェアの支援効果を評価した。

図 4-21 (a)に 1 歩行周期中の股関節屈伸モーメントの積分値，図 4-21 (b)に 1 歩行周期中の股関節屈曲モーメントと股関節伸展モーメントの積分値を示す。屈伸，屈曲，伸展の全てで歩行支援ウェアの着用によりモーメントが減少している傾向が見られたが，統計的に有意な差は見られなかった。

1 歩行周期中の股関節モーメントに差が見られなかったため，歩行周期の区間ごとにモーメントの値を比較した。図 4-22 (a)のように歩行周期 0-50%と 50-100%に分けて比較したところ，歩行周期 0-50%では歩行支援ウェア着用による変化がほぼ見られなかったが，歩行周期 50-100%では歩行支援ウェア着用により股関節屈伸モーメントの積分値が約 25%有意に減少していた。また図 4-22 (b)に示すように，股関節屈曲モーメントは約 20%，股関節伸展モーメントは約 30%有意に減少していた。

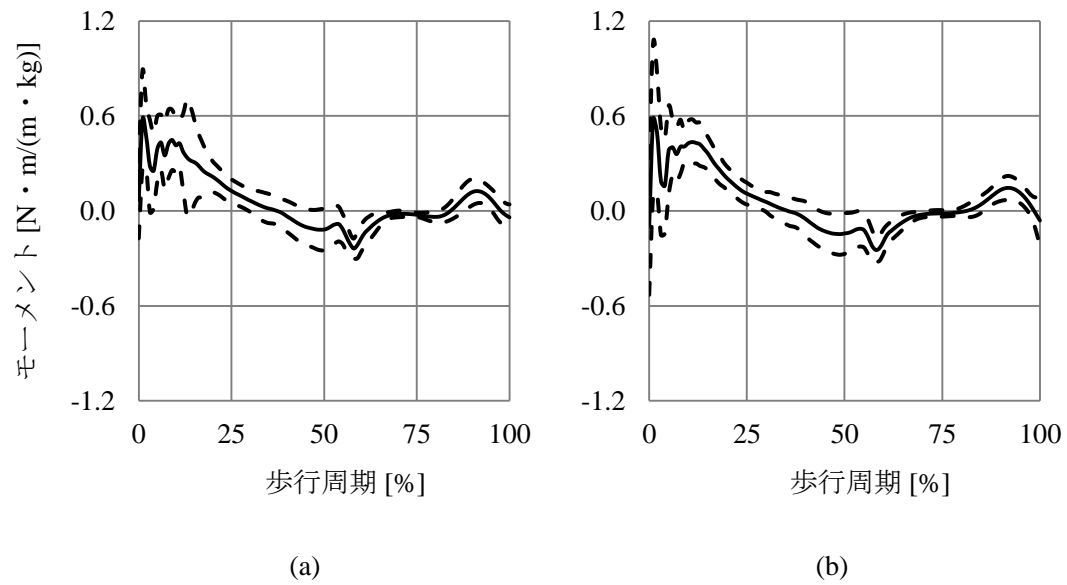


図4-20 (a) 歩行支援ウェア着用時股関節屈伸モーメント測定結果
(b) 歩行支援ウェア未着用時股関節屈伸モーメント測定結果

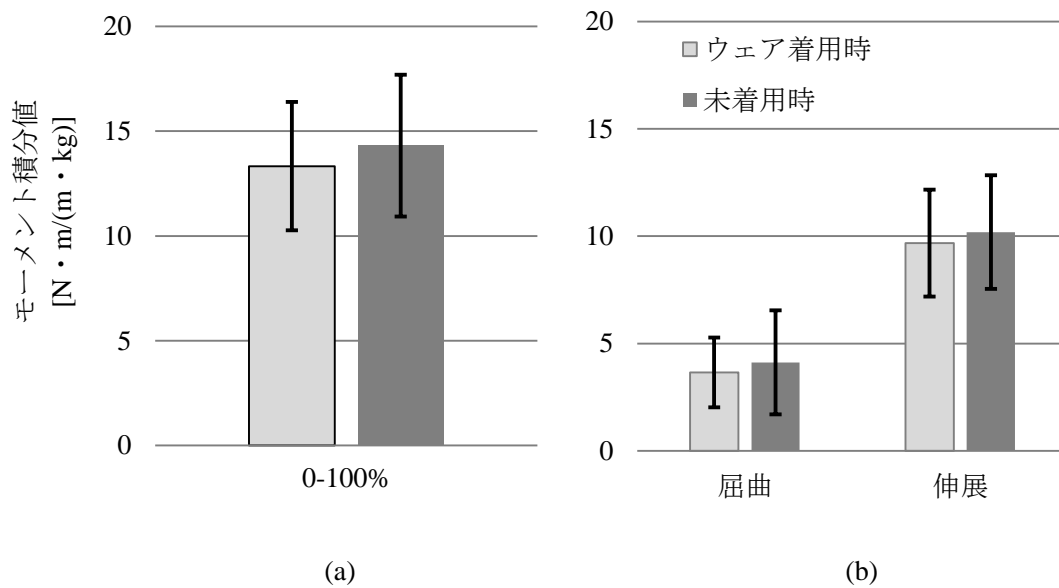


図4-21 (a) 股関節屈伸モーメント比較結果（全歩行周期）
(b) 屈曲，伸展モーメントの比較結果（全歩行周期）

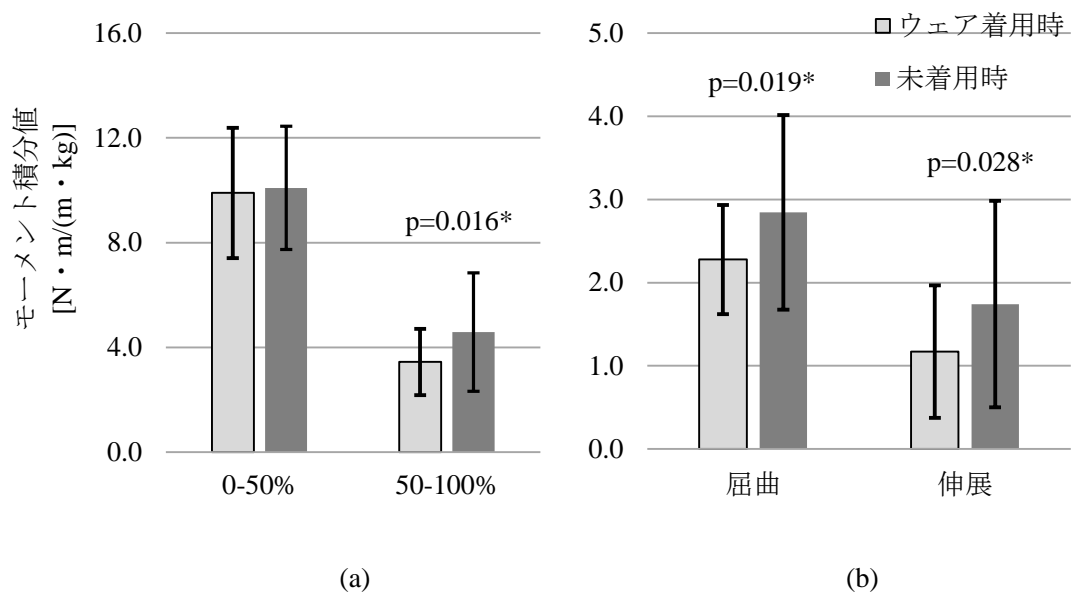


図 4-22 (a) 股関節屈伸モーメント比較結果（歩行周期 0-50%, 50-100%）
(b) 屈曲, 伸展モーメントの比較結果（歩行周期 50-100%）

4-5-9 筋電図

筋電図測定結果を図 4-23 に示す。図は 1 歩行周期中の%MVC の平均値を示している。本実験では歩行支援ウェア着用時と未着用時で有意な差は見られなかった。

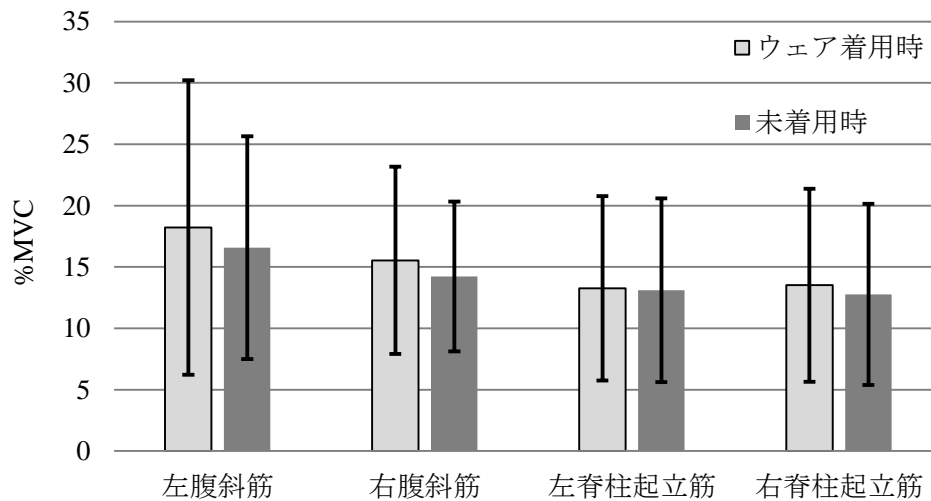


図 4-23 筋電図測定結果

4-5-10 官能実験

SD 法結果を図 4-24 に示す．実線は歩行支援ウェア着用時の評点の平均値，破線は未着用時の評点の平均値を示している．全体的に歩行支援ウェア着用時に不快感は増す傾向が見られ，“不快-快適”，“落ち着かない-落ち着く”，“きつい-ゆるい”，“重い-軽い”，抵抗がある-抵抗がない“，不自由な-自由な”の 6 項目で有意な差が見られた．

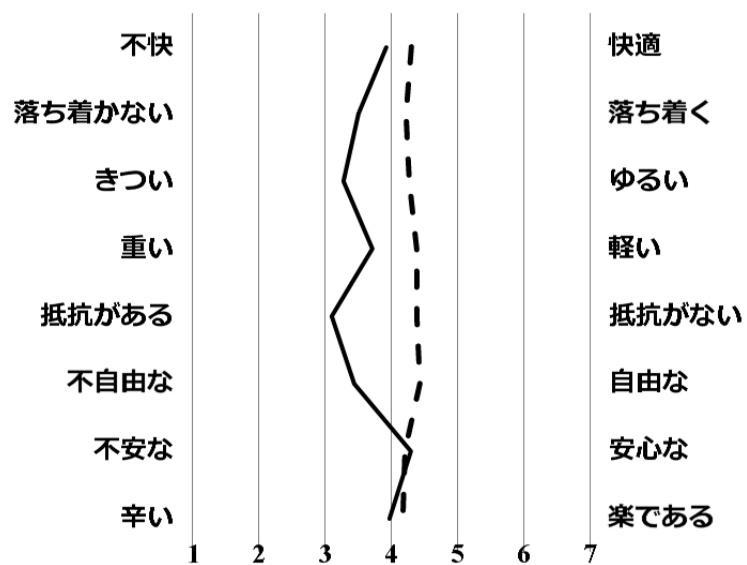


図 4-24 SD 法結果

4-6 考察

4-6-1 平地歩行時の歩行支援効果

股関節モーメント比較結果より，歩行周期 50-100%の区間において歩行支援ウェア着用により股関節モーメントに約 25%の減少が見られた．歩行周期についての詳細を図 4-25 に示す．歩行周期 50-100%は両脚支持期から遊脚期にあたるため，この区間において，歩行支援ウェア着用により 25%の支援効果が得られることが考えられる．約 25%という値に関しては，現存する歩行支援装具に比べて高い値であるため，体幹運動を用いることで支援効果の高い歩行支援ウェアの開発に成功した．

また先行研究で製作した試作機では屈曲側に支援効果が得られなかったが，今回開発した歩行支援ウェアでは支援効果が得られた区間において，屈曲側の支援効果は 20%，伸展側の支援効果は 30%であった．このことから試作ウェアで課題点であった屈曲側の支援効果不足を解消でき，屈曲と伸展の両方を支援可能な歩行支援ウェアの開発に成功した．

一方で歩行周期 0-50%の区間で支援効果が得られなかったことについて，図 4-20 に示した股関節屈伸モーメントより，歩行周期 100%付近の踵接地直前の伸展モーメントに比べ，歩行周期 0%の踵接地直後において大きな伸展モーメントが働いていることがわかる．しかし図 4-19 の支援モーメントからわかるように，歩行支援ウェアが発揮する支援モーメントは歩行周期 0%の踵接地直後と歩行周期 100%付近の踵接地直前でほぼ同様の値の伸展モーメントが発生するようになってきている．つまりこの支援モーメントの値では歩行周期 100%の踵接地直前の伸展モーメントは支援できるが，歩行周期 0%の踵接地直後の伸展モーメントは十分に支援できず，支援効果が得られなかったものと考えられる．この区間を支援可能にするのは現状困難であり，アクチュエータなどを用いて大きな支援力を発生させる必要があるものと考えられる．

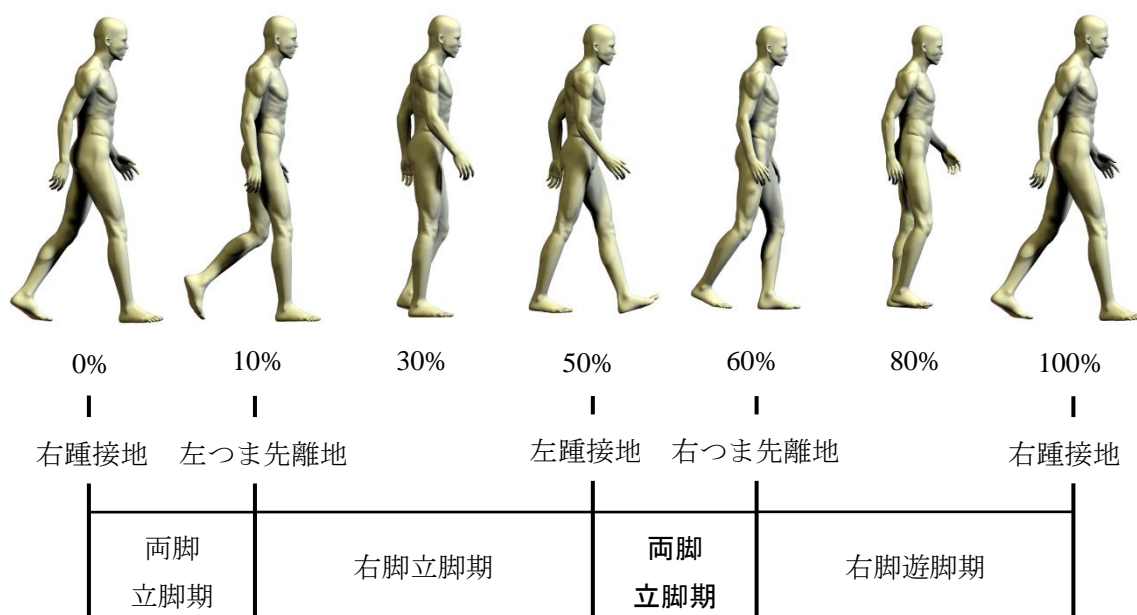


図 4-25 歩行周期詳細

4-6-2 体幹負担と不快感

体幹部分の筋電図測定結果より、歩行支援ウェア着用によって筋電図に変化は見られなかった。このことから、歩行支援ウェア着用によって体幹部分の著しい筋負担になることはないものと考えられる。また官能実験の結果より、歩行支援ウェアが着用者へ不快感を与えていることがわかった。この不快感の原因について筋電図測定結果も含めて考えると、体幹部分への負担ではなく、その他（エラストマーベルトによる体の圧迫など）が原因であることが推測される。製作した歩行支援ウェアは3-2に述べたベルト位置最適化の際にベルト圧力が低下する位置にベルトを配置するように設計したが、これは各ベルト位置から相対的に圧力の小さい位置を選択したものである。したがって人体各部の許容される圧力値（圧迫を感じやすい部分や感じにくい部分など）の考慮をしていないため、これらを含めた設計が必要であると考えられる。また製作した歩行支援ウェアの上半身ウェアは主に背面にベルトが固定されているため、背面側に上半身ウェアが引っ張られ、前面の首元をウェアが圧迫してしまう問題が見られた。以上の点を改善することで不快感が低減し、より実用性の高い歩行支援ウェアが期待できる。

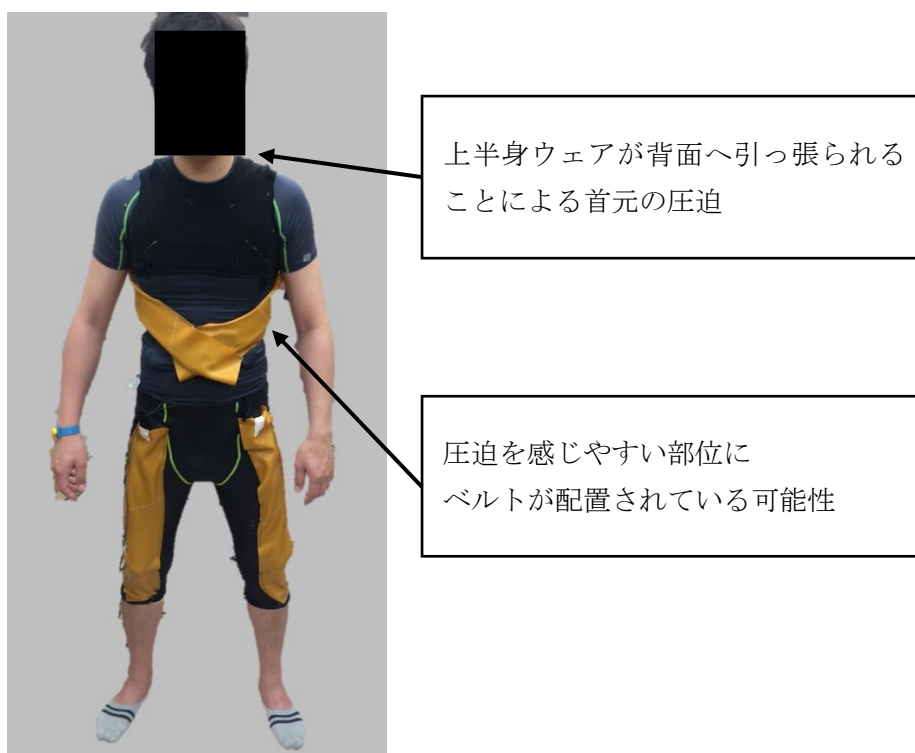


図 4-26 歩行支援ウェアの装着性に関する課題点

4-6-3 膝関節への影響

歩行支援ウェアは膝関節の屈曲によってエラストマーベルトに張力を与え、股関節を支援する機構を採用している。そのため膝関節に及ぼす影響を調査した。歩行支援ウェアによって膝関節屈伸方向に発生するモーメントを図4-27に示す。モーメントの算出には、人体寸法データベースより得た膝蓋骨位置厚径よりモーメントアームを算出し、実験で得られたベルト張力との積を取って算出した。図4-27のモーメントを基に、4-4-2で述べた股関節モーメントの解析方法と同様の方法で膝関節モーメントを算出した。歩行支援ウェアの効果を除去した膝関節屈伸モーメントを図4-28(a)に、歩行支援ウェア未着用時の膝関節屈伸モーメントを図4-28(b)に示す。

図4-29(a)に1歩行周期中の股関節屈伸モーメントの積分値、図4-29(b)に1歩行周期中の股関節屈曲モーメントと股関節伸展モーメントの積分値を示す。屈伸、屈曲、伸展の全てで歩行支援ウェアの着用により積分値の平均に統計的有意差はなく、ほぼ変化はなかった。

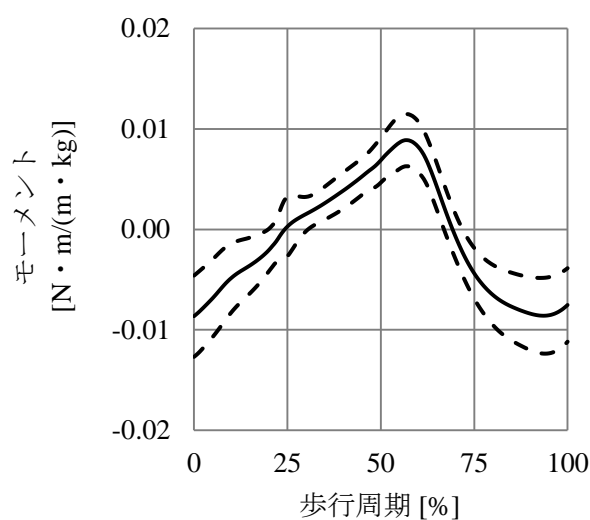


図4-27 膝関節まわりに発生する支援モーメント

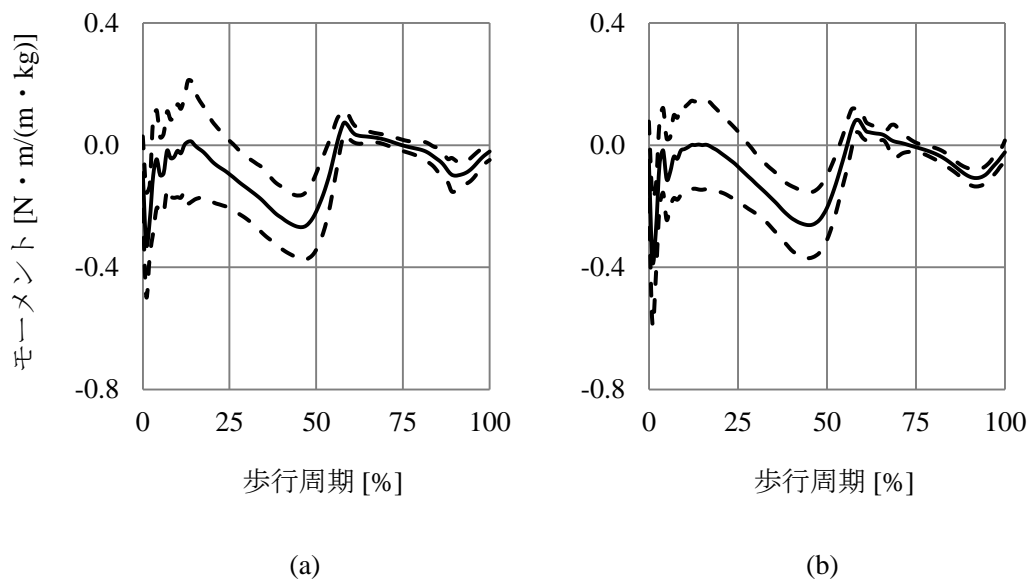


図 4-28 (a) 歩行支援ウェア着用時膝関節屈伸モーメント測定結果
(b) 歩行支援ウェア未着用時膝関節屈伸モーメント測定結果

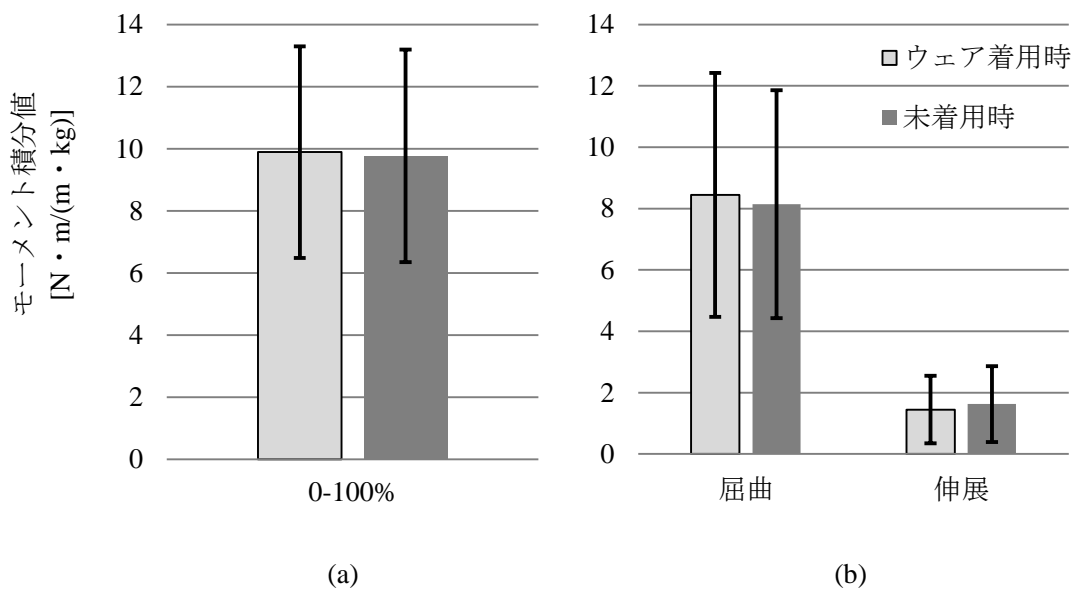


図 4-29 (a) 膝関節屈伸モーメント比較結果
(b) 屈曲モーメント比較結果と伸展モーメント比較結果

4-6-4 体格の影響

本実験は若年者を対象としたが、本来は高齢者を対象としたものである。つまり実験で得られた支援効果が高齢者に対しても同様になるかは不明であるため、実験で得た13名のデータから高齢者に対する効果予測を行った。まず若年者に比べ比較的体格の小さい高齢者に対しての支援効果を予測するため、本実験のデータから体格による支援効果への影響を調査した。方法としては相関分析を用い、体格と支援効果の間に相関関係があるかを分析した。その結果を図4-30に示す。横軸は体格であり、今回の分析では体格を被験者の身長と体重の積とした。縦軸は支援効果を示しており、各体格の被験者の支援効果をプロットした図である。このデータに対し相関分析を行ったところ、体格と支援効果の間に有意な相関は見られなかった。つまり支援効果の大きさは体格の大小に影響されないということであり、体格の面から見れば比較的体格の小さい高齢者に対しても支援可能であると考えられる。歩行支援ウェアの支援効果は、股関節モーメントに対する支援モーメントの割合でおおよそ算出できる。そこで歩行支援ウェアと体格の関係と股関節モーメントと体格の関係を調査した。図4-31(a)より、支援モーメントと体格の間に正の相関が見られた。これは体格が大きいほうが支援モーメントを発揮するエラストマーベルトに発生する変位(張力)が大きくなるためと考えられる。また図4-31(b)より、股関節モーメントと体格の間に正の相関が見られた。これは体格が大きいことで床反力が大きくなるなどの影響により股関節モーメントが大きくなったものと考えられる。以上の結果から支援効果と体格の関係を考察すると、例えば体格の大きな人が歩行支援ウェアを着用した場合、歩行支援ウェアが発揮する支援モーメントは大きくなるが、支援対象である股関節モーメントも大きくなる。また体格の小さい人の場合は、歩行支援ウェアが発揮する支援モーメントは小さくなるが、支援対象である股関節モーメントも小さくなる。つまり支援モーメントと股関節モーメントの割合から支援効果を算出した場合、両者の値はほぼ同じ値となるため、体格の大小による影響がないものと考えられる。

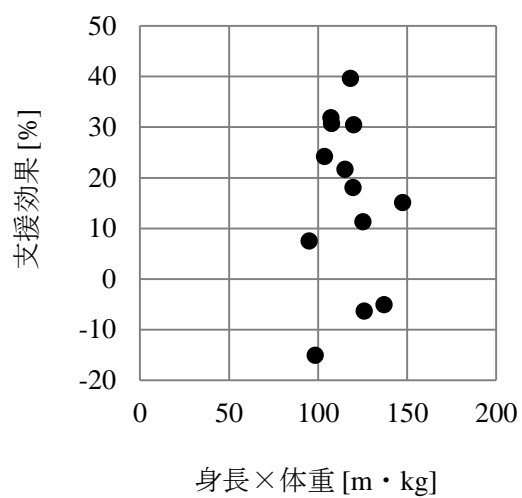
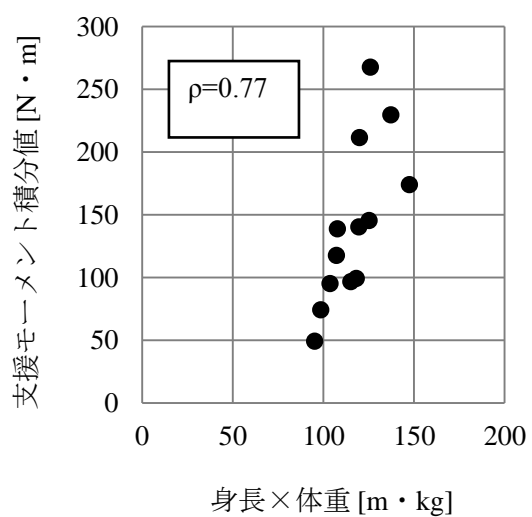
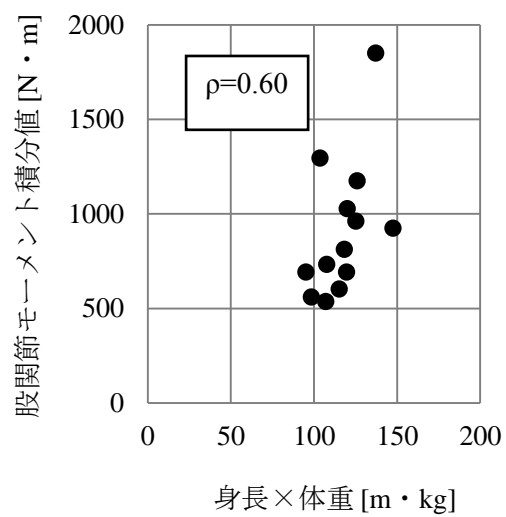


図 4-30 支援効果と体格の関係



(a)



(b)

図 4-31 (a) 支援モーメントと体格の関係
(b) 股関節モーメントと体格の関係

4-6-5 体幹回旋角度の影響

歩行支援ウェアは体幹運動を用いて股関節を支援する。高齢者と若年者では体幹運動にあまり大きな差はないが、高齢者のほうがやや運動が小さいとされている (Van Emmerik, 2005)。そのため本実験結果より体幹運動の大小が支援効果へ与える影響を調査した。

図 4-32 に体幹回旋角度と支援効果を示す。横軸は最大体幹回旋角度を示しており、歩行中の体幹回旋角度の最大値である。縦軸は支援効果である。相関分析の結果、体幹回旋角度と支援効果の間に有意な相関は見られなかった。つまり歩行支援ウェアの支援効果は体幹回旋運動の大小に影響されないこととなる。体格効果の分析時と同様に、体幹回旋角度と支援モーメント、股関節モーメントの間の関係を調査した。図 4-33 (a)より、支援モーメントと体幹回旋角度の間に正の相関が見られた。これは体幹回旋角度の大きい人のほうが歩行時の支援モーメントを発揮するエラストマーベルトに発生する変位(張力)が大きくなるためと考えられる。また図 4-33 (b)より、股関節モーメントと体幹回旋角度の間に正の相関が見られた。これに関しては歩行速度の影響があるものと考えられる。図 4-34 (a)に体幹回旋角度と歩行速度の関係、図 4-34 (b)に股関節モーメントと歩行速度の関係を示す。両者ともに正の相関が見られた。つまり体幹回旋角度と歩行速度に正の相関、歩行速度と股関節モーメントに正の相関があるため、体幹回旋角度と股関節モーメントにも正の相関が見られたものと考えられる。以上の結果から支援効果と体幹回旋角度の関係を考察すると、例えば体幹回旋角度の大きな人が歩行支援ウェアを着用した場合、歩行支援ウェアが発揮する支援モーメントは大きくなる。しかし体幹回旋角度が大きい場合は歩行速度も大きくなるので、支援対象である股関節モーメントも大きくなる。また体幹回旋角度の小さい人の場合は、歩行支援ウェアが発揮する支援モーメントは小さくなる。しかし体幹回旋角度が小さい場合は歩行速度も小さくなるので、支援対象である股関節モーメントも小さくなる。つまり支援モーメントと股関節モーメントの割合から支援効果を算出した場合、両者の値はほぼ同じ値となるため、体幹回旋角度の大小による影響がないものと考えられる。

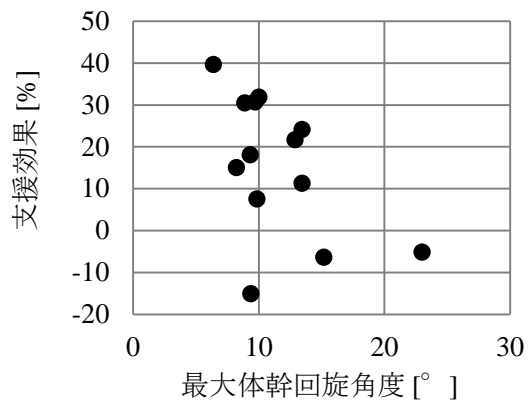
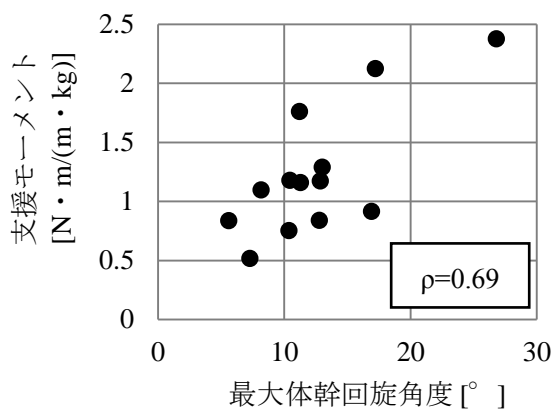
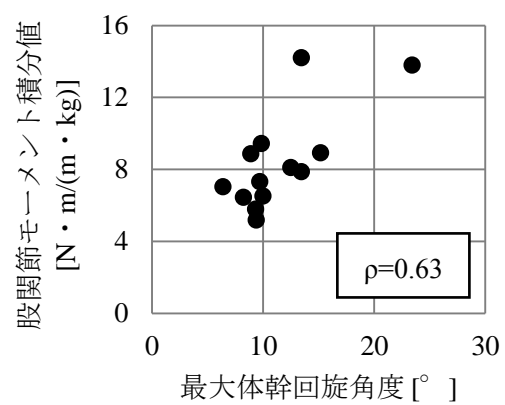


図 4-32 支援効果と体幹回旋角度の関係

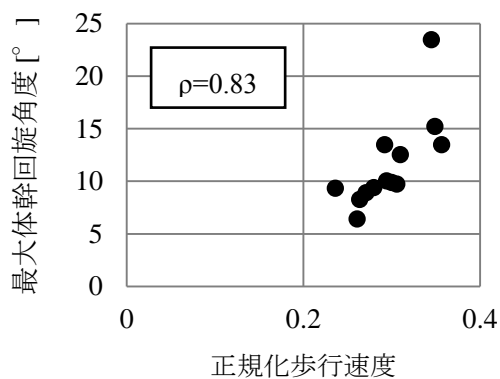


(a)

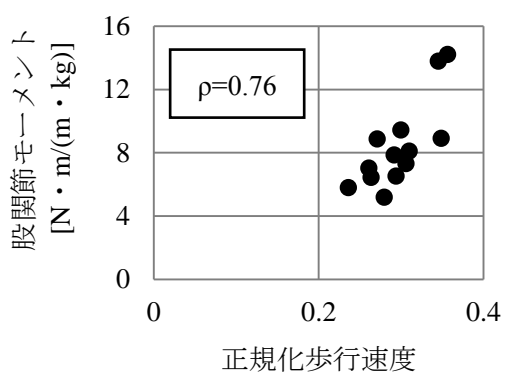


(b)

図 4-33 (a) 支援モーメントと体幹回旋角度の関係
(b) 股関節モーメントと体幹回旋角度の関係



(a)



(b)

図 4-34 (a) 体幹回旋角度と歩行速度の関係
(b) 股関節モーメントと歩行速度の関係

第 5 章 階段歩行評価実験

5 章 階段歩行評価実験

歩行支援ウェアの平地以外での性能を評価するため、階段歩行実験を行った。

5-1 実験目的

階段歩行時における歩行支援ウェアの性能評価を目的とする。平地歩行実験と同様、体幹部分と着用者へ与える不快感の評価も合わせて行う。

5-2 実験方法

歩行支援ウェアを着用した状態での階段歩行実験を行った。被験者は表 5-1 に示す健康成人男性 13 名で行い、1 人につき歩行支援ウェア着用時と未着用時での歩行を 1 回ずつ計 2 回行った。階段は高さ約 15cm の段差を配置することで再現し、階段の上り動作と下り動作の両方を行った。実験時には歩行速度などの指定は特に行っていない。

また歩行実験終了後に平地歩行実験と同様、SD 法による官能実験を行った。

表 5-1 階段歩行実験被験者

被験者	年齢	身長	体重
Sub. 1	24	1.67	57
Sub. 2	23	1.74	72
Sub. 3	27	1.80	82
Sub. 4	21	1.71	63
Sub. 5	24	1.73	60
Sub. 6	22	1.74	69
Sub. 7	25	1.82	65
Sub. 8	22	1.71	70
Sub. 9	25	1.83	75
Sub. 10	31	1.75	70
Sub. 11	22	1.70	58
Sub. 12	25	1.72	67
Sub. 13	40	1.71	68

5-3 実験装置

実験装置にはモーションキャプチャシステムと装着式フォースプレート、張力計、筋電センサを使用した。モーションキャプチャシステムと張力計、筋電センサについては平地歩行実験で使用したものと同様である。

5-3-1 装着式フォースプレート

装着式フォースプレートは“M3D-FP-U”（テック技販社）を使用した。装着式フォースプレートは両靴底のつま先と踵の合計 4 台を装着することで歩行時の床反力を計測することができる。サンプリング周波数 1000Hz で使用した。

5-3-2 階段

図 4-5 (b)に示した歩行路を 3 台使用して図 5-2 のように階段を模擬して実験を行った。図の階段は 1 段約 15cm の高さであり、図の左端から階段の頂上まで上る動作（以下、上り動作）と階段の頂上から図の右端まで階段を下る動作（以下、下り動作）を測定した。上り動作については階段の一段目に接地してから階段の頂上に再び接地するまでを 1 歩行周期とし、下り動作については階段の一段目に接地してから地面に再び接地するまでを 1 歩行周期とした。



図 5-1 装着式フォースプレート

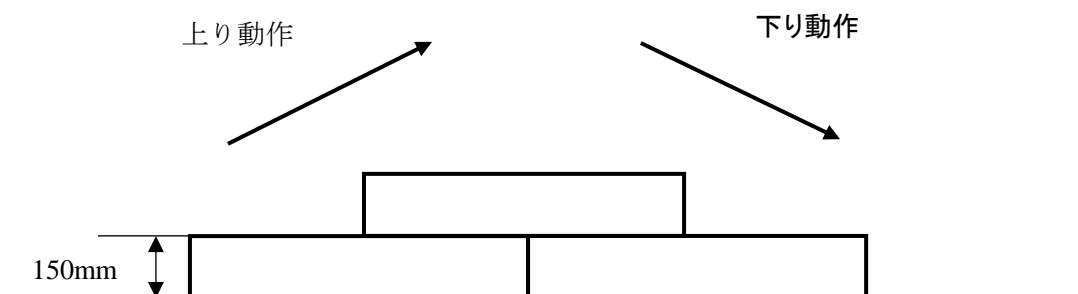


図 5-2 階段概要

5-4 解析方法

関節モーメント，筋電図などの解析方法については平地歩行実験と同様である。

5-5 実験結果

階段歩行実験より得られた結果を以下に記述する。

5-5-1 歩行周期，歩行速度，歩幅

歩行時の歩行周期，歩幅，歩行速度を図 5-3 に示す。歩行周期は踵接地してから再び踵接地するまでを 1 周期とし，歩行速度は身体運動モデルによって算出した重心速度の 1 歩行周期での平均値，歩幅は歩行周期と歩行速度の積によって算出した。また各値は被験者の身長と重力加速度を用いて正規化している。正規化方法については表 4-2 と同様である。

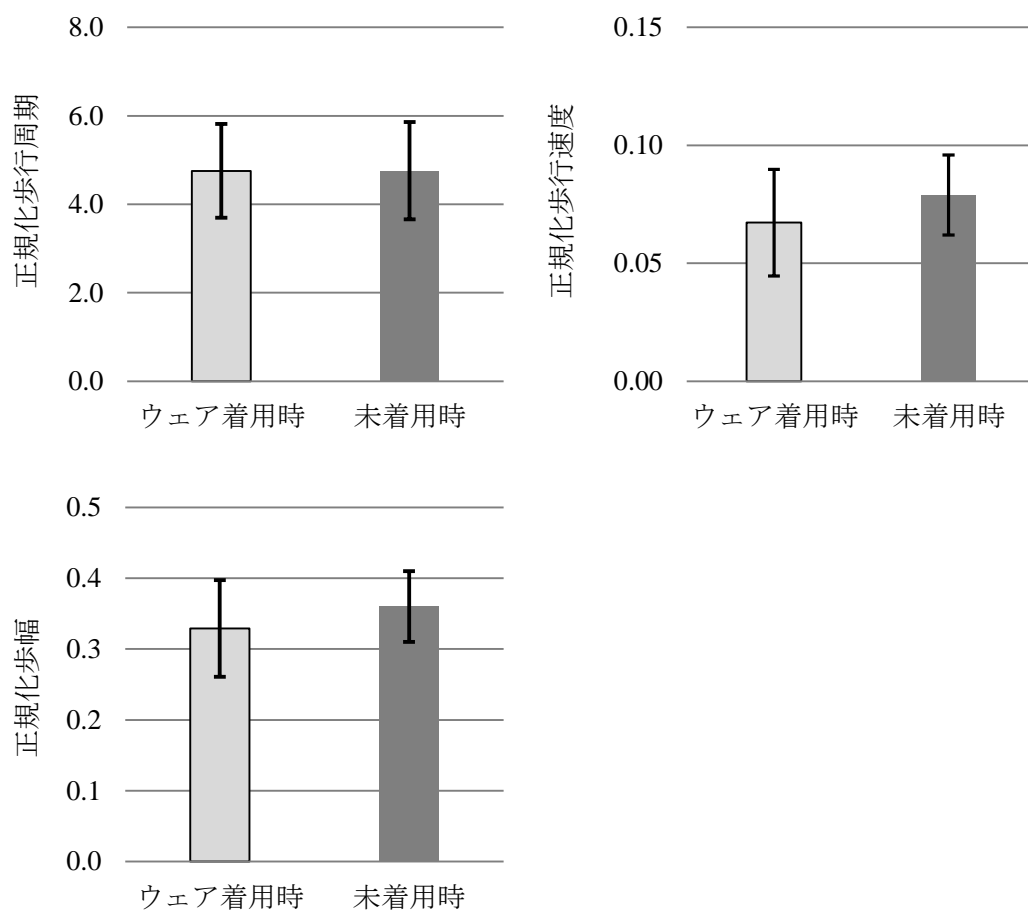


図 5-3 歩行周期，歩行速度，歩幅

5-5-2 床反力

上り動作時の床反力測定結果を図 5-4, 下り動作時の床反力測定結果を図 5-5 に示す.
図は各被験者の体重で正規化した値である.

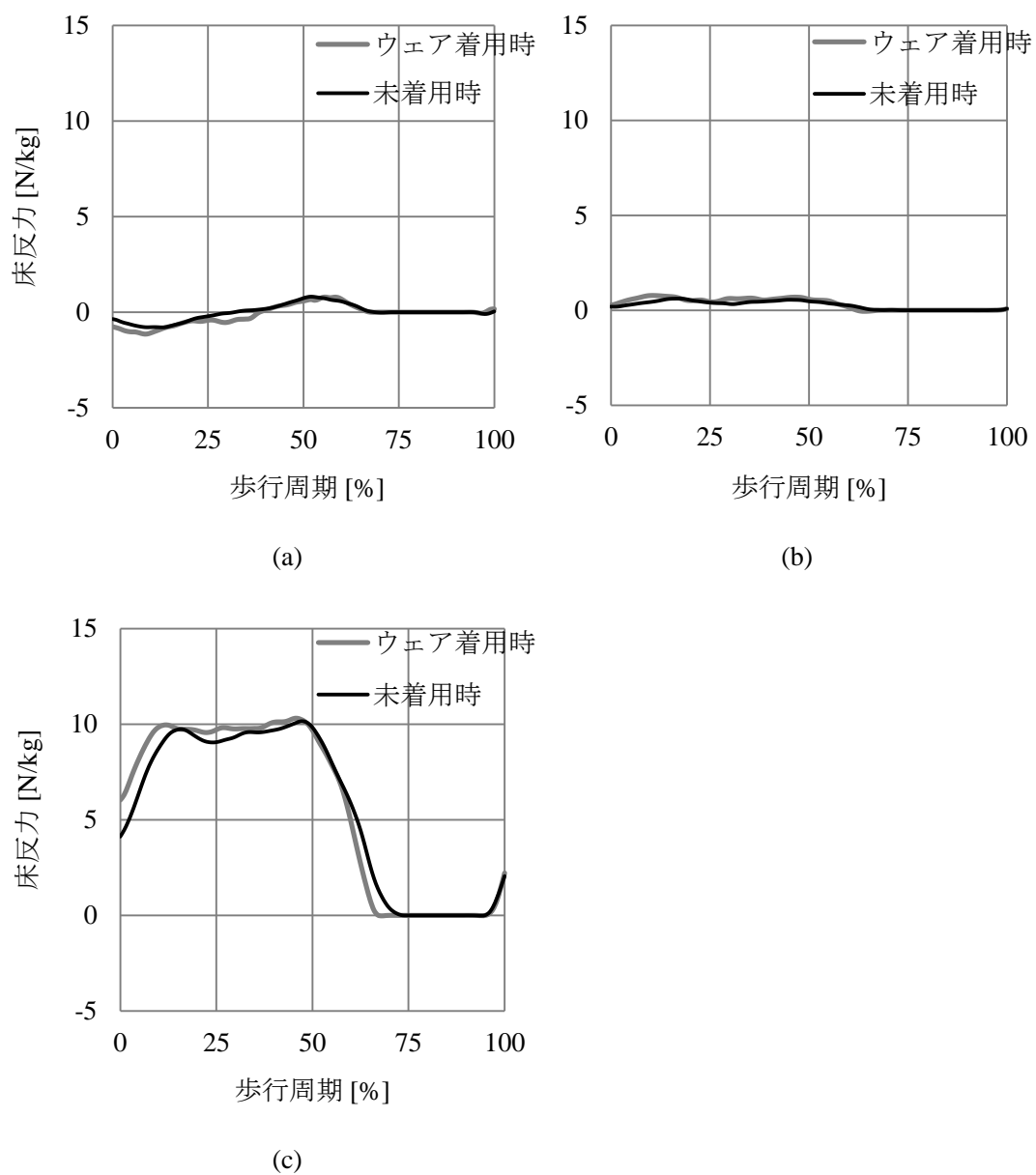


図 5-4 (a) 進行方向床反力測定結果 (上り動作)
(b) 左右方向床反力測定結果 (上り動作)
(c) 鉛直方向床反力測定結果 (上り動作)

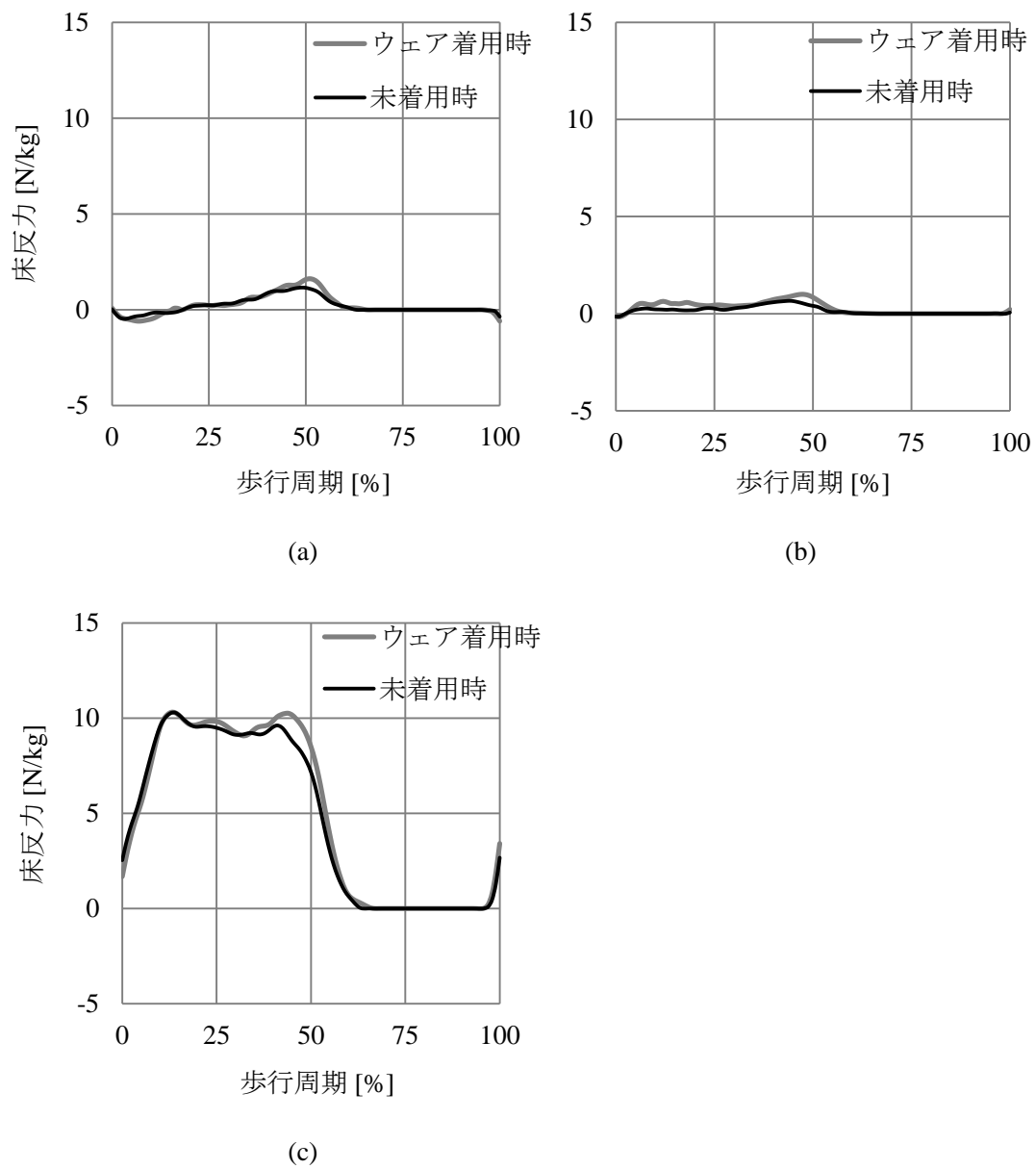


図 5-5 (a) 進行方向床反力測定結果 (下り動作)
 (b) 左右方向床反力測定結果 (下り動作)
 (c) 鉛直方向床反力測定結果 (下り動作)

5-5-3 関節角度

上り動作時の関節角度測定結果を図 5-6, 下り動作時の関節角度測定結果を図 5-7 に示す。股関節と膝関節は屈伸角度, 足関節は底背屈角度である。各関節は立位時を 0° とし, 股関節と膝関節は伸展方向を正, 足関節は底屈方向を正としている。

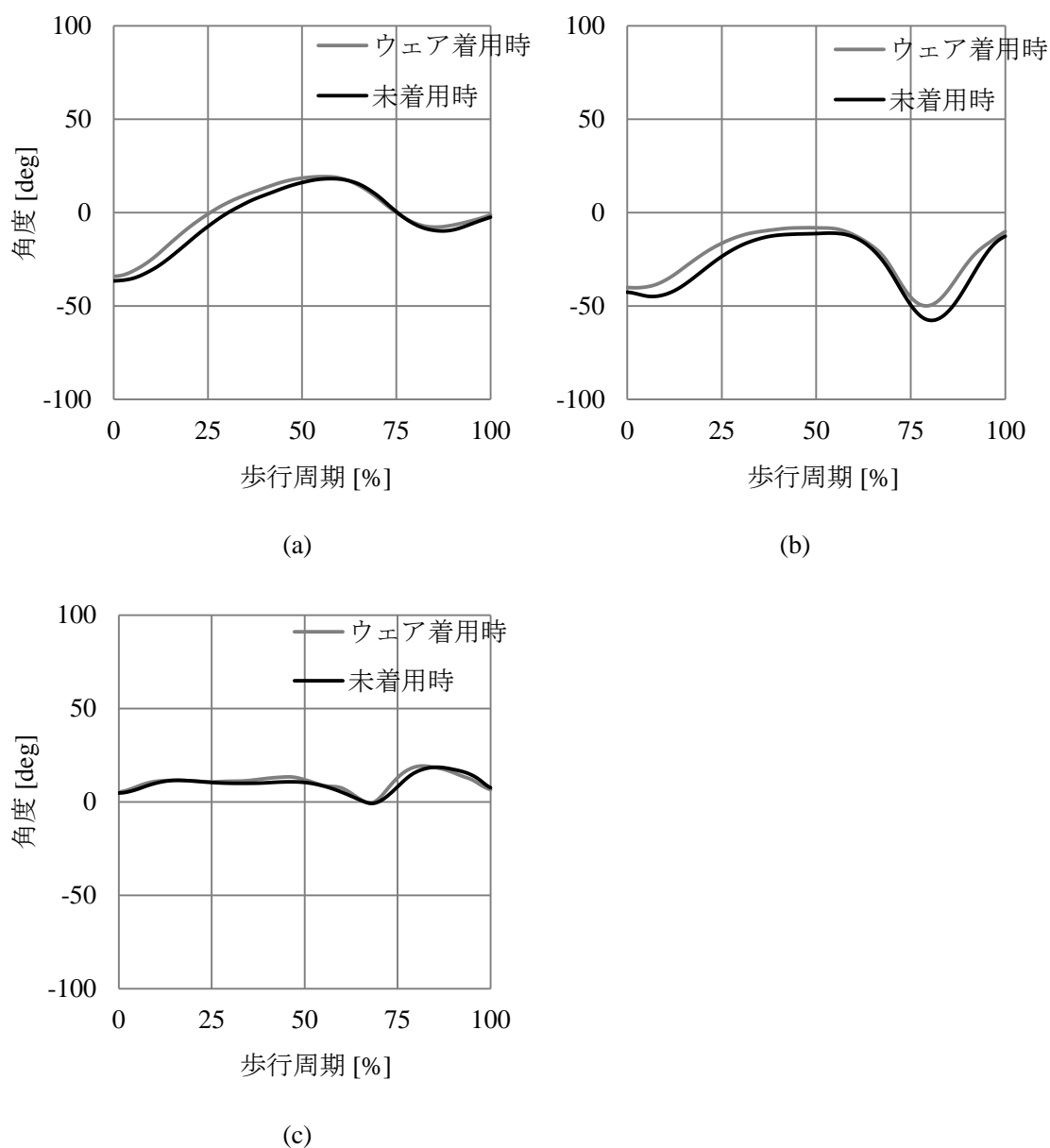
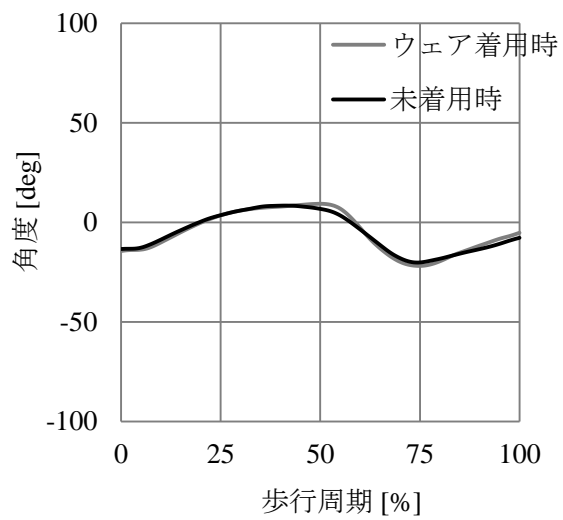
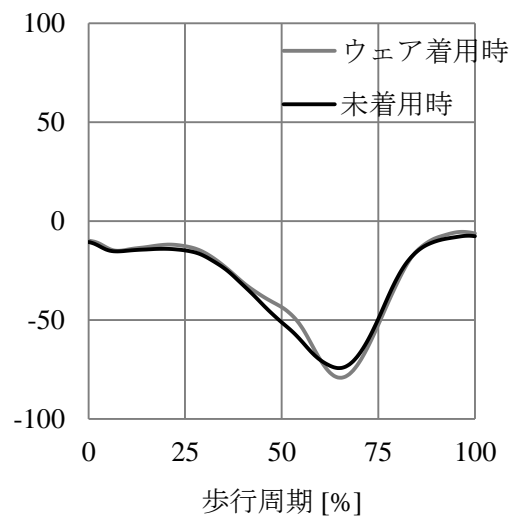


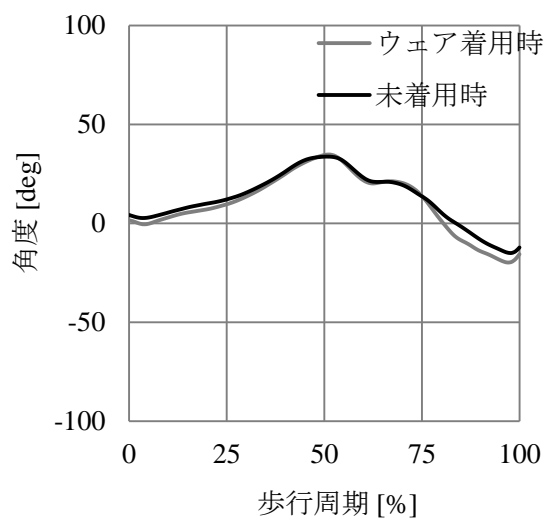
図 5-6 (a) 股関節屈伸角度測定結果 (上り動作)
(b) 膝関節屈伸角度測定結果 (上り動作)
(c) 足関節屈伸角度測定結果 (上り動作)



(a)



(b)



(c)

図 5-7 (a) 股関節屈伸角度測定結果 (下り動作)
(b) 膝関節屈伸角度測定結果 (下り動作)
(c) 足関節屈伸角度測定結果 (下り動作)

5-5-4 関節角速度

上り動作時の関節角速度測定結果を図 5-8, 下り動作時の関節角速度測定結果を図 5-9 に示す. 股関節と膝関節は屈伸角速度, 足関節は底背屈角速度であり, 股関節と膝関節は伸展方向を正, 足関節は底屈方向を正としている.

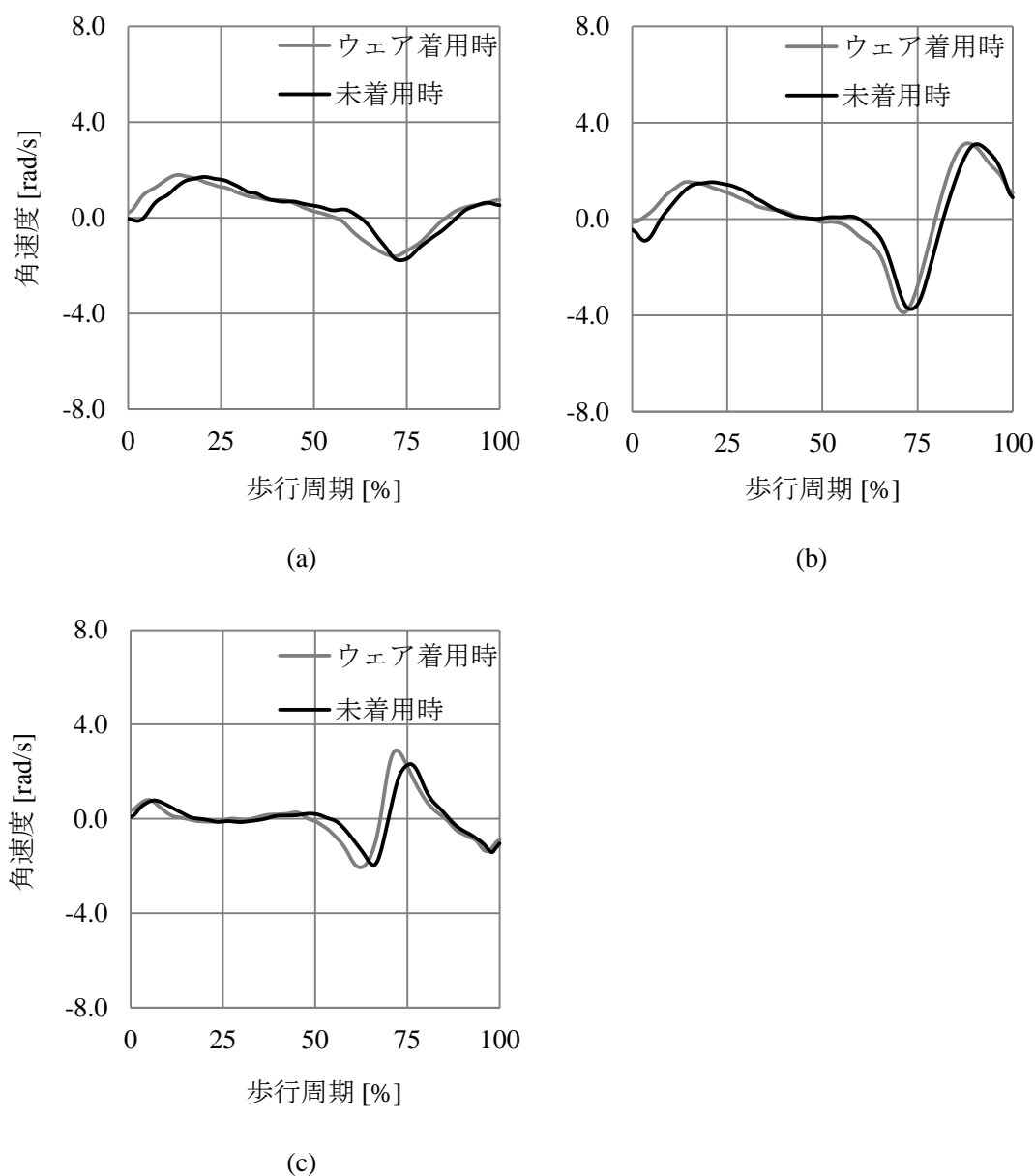
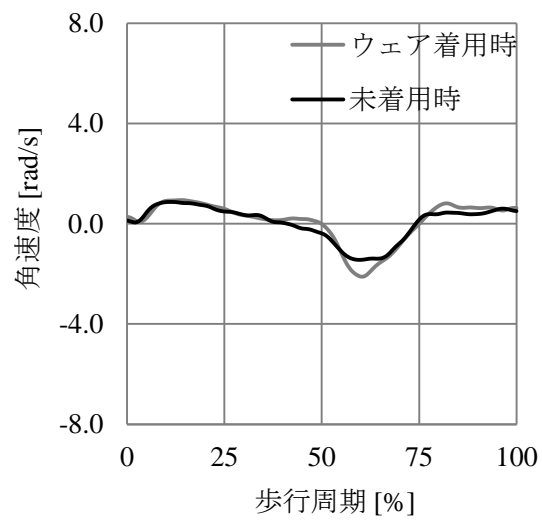
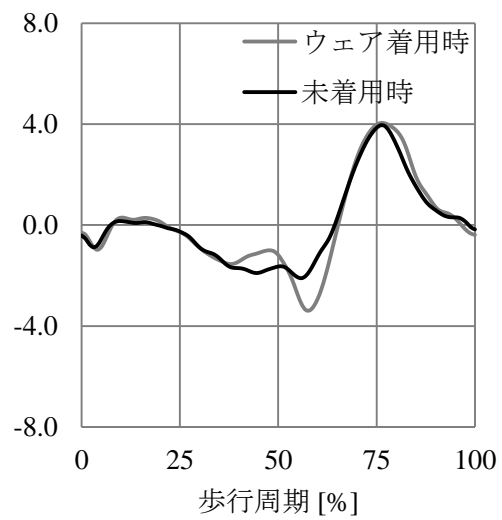


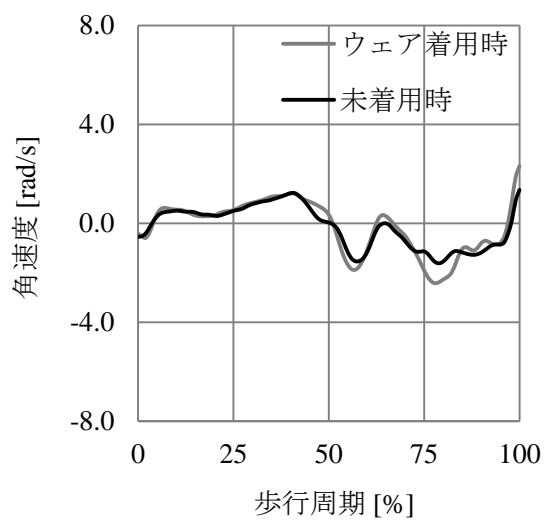
図 5-8 (a) 股関節屈伸角速度測定結果 (上り動作)
(b) 膝関節屈伸角速度測定結果 (上り動作)
(c) 足関節屈伸角速度測定結果 (上り動作)



(a)



(b)



(c)

図 5-9 (a) 股関節屈伸角速度測定結果 (下り動作)
(b) 膝関節屈伸角速度測定結果 (下り動作)
(b) 足関節屈伸角速度測定結果 (下り動作)

5-5-5 関節モーメント

上り動作時の関節モーメント測定結果を図 5-10, 下り動作時の関節モーメント測定結果を図 5-11 に示す. 股関節と膝関節は屈伸モーメント, 足関節は底背屈モーメントであり, 股関節と膝関節は伸展方向を正, 足関節は底屈方向を正としている. 図は各被験者の身長と体重の積で正規化した値を示している.

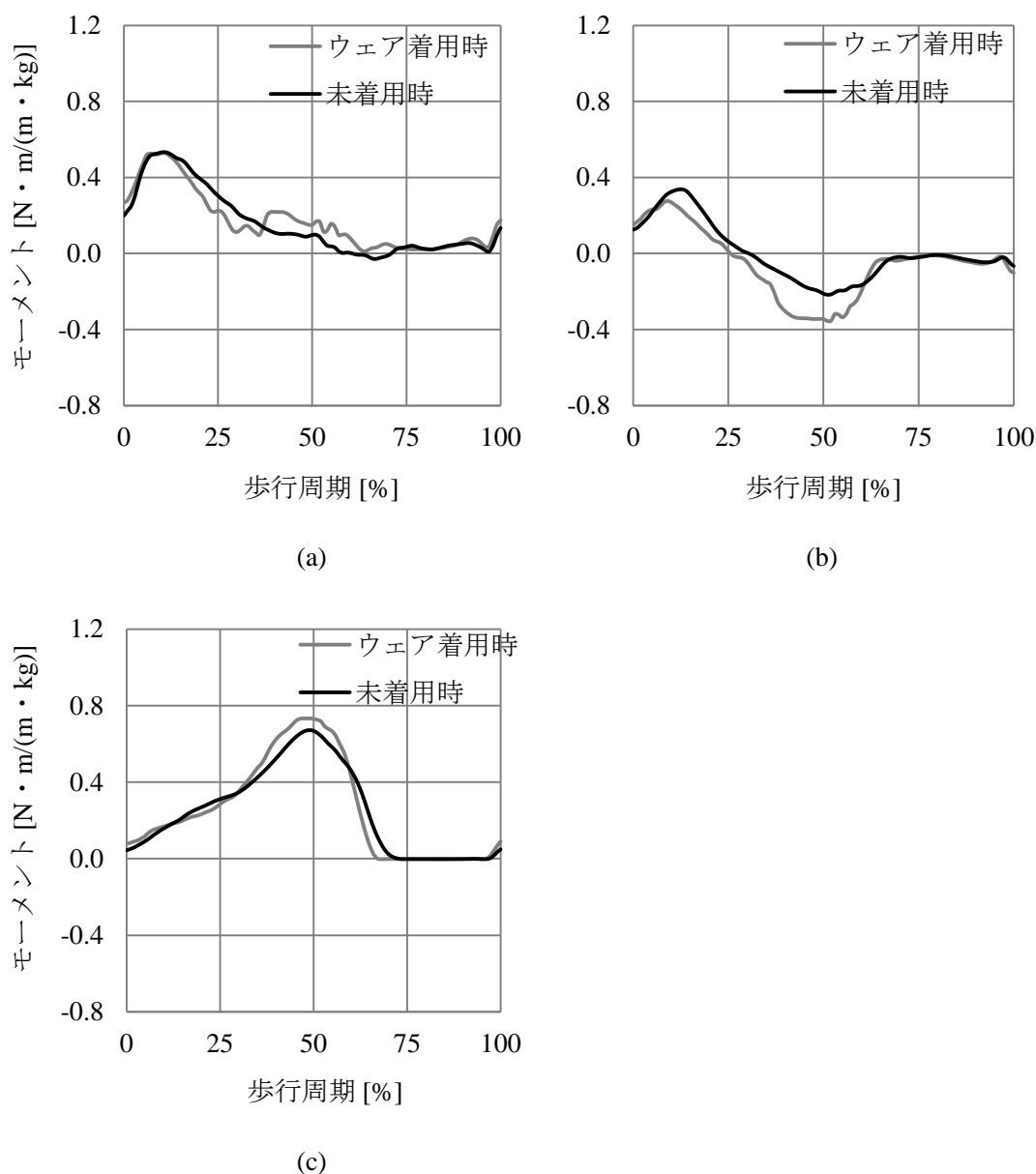
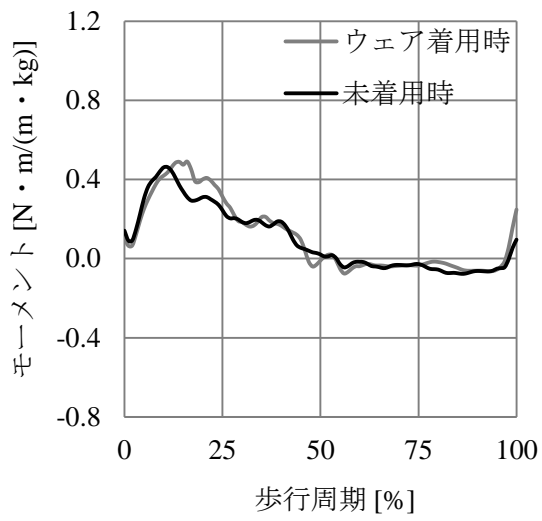
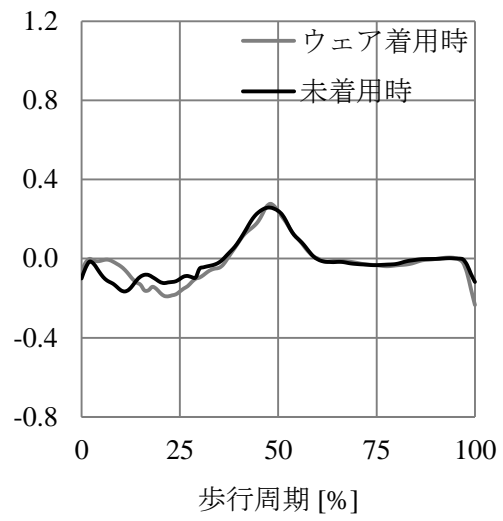


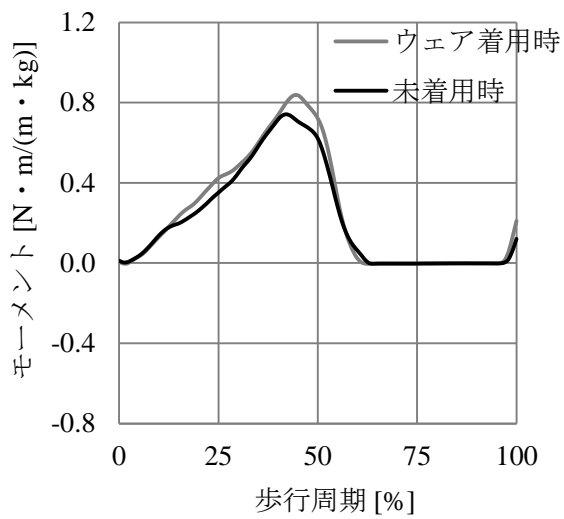
図 5-10 (a) 股関節屈伸モーメント測定結果 (上り動作)
(b) 膝関節屈伸モーメント測定結果 (上り動作)
(c) 足関節屈伸モーメント測定結果 (上り動作)



(a)



(b)



(c)

図 5-11 (a) 股関節屈伸モーメント測定結果 (下り動作)
(b) 膝関節屈伸モーメント測定結果 (下り動作)
(c) 足関節屈伸モーメント測定結果 (下り動作)

5-5-6 関節パワー

上り動作時の関節パワー測定結果を図 5-12, 下り動作時の関節パワー測定結果を図 5-13 に示す. 股関節と膝関節は屈伸パワー, 足関節は底背屈パワーである. 図は各被験者の身長と体重の積で正規化した値を示している.

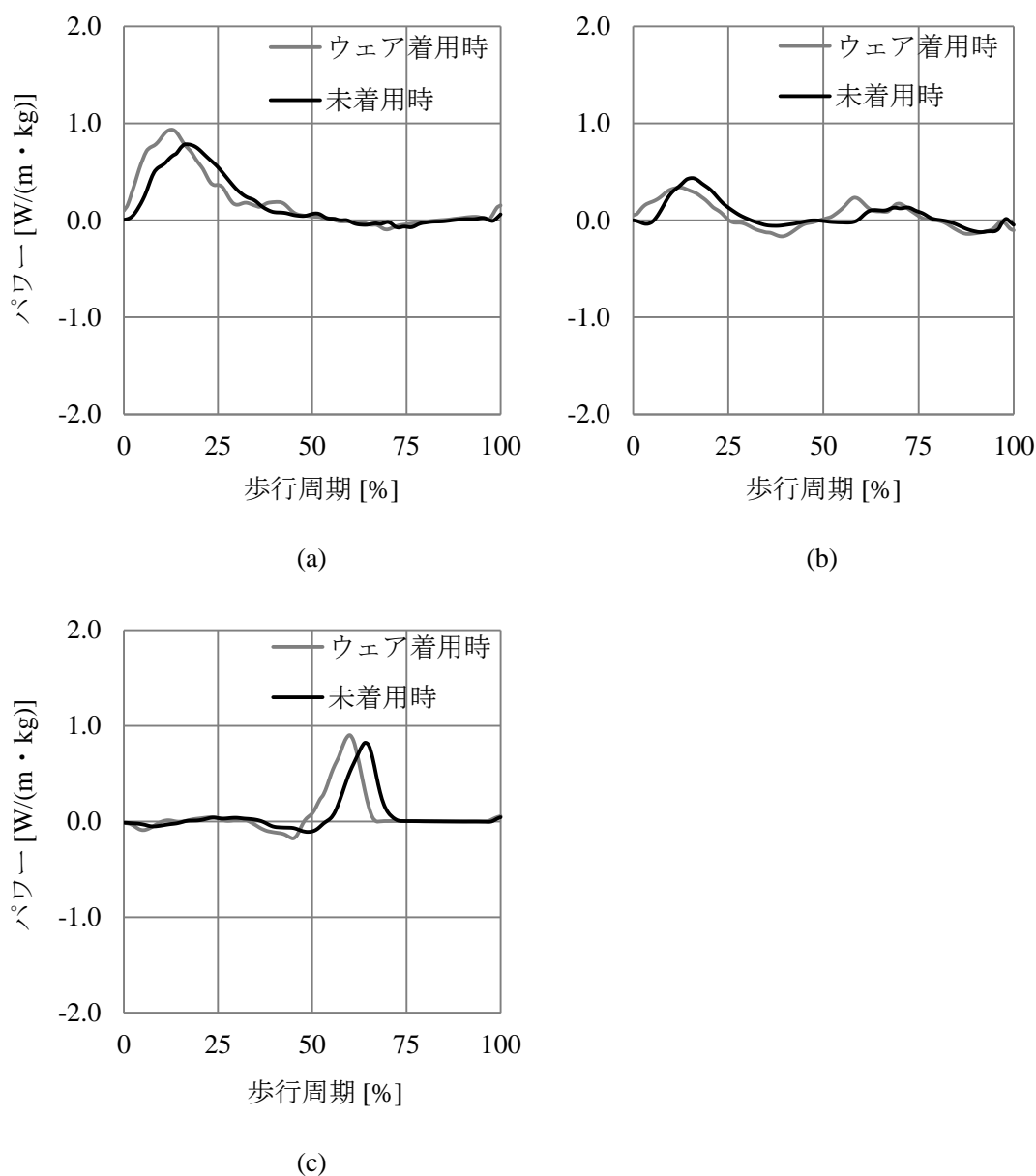
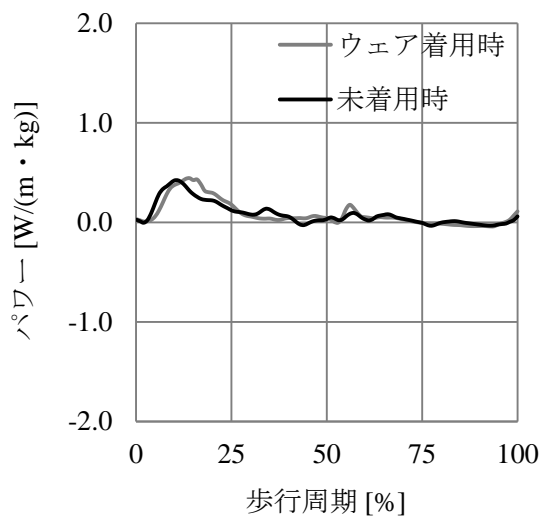
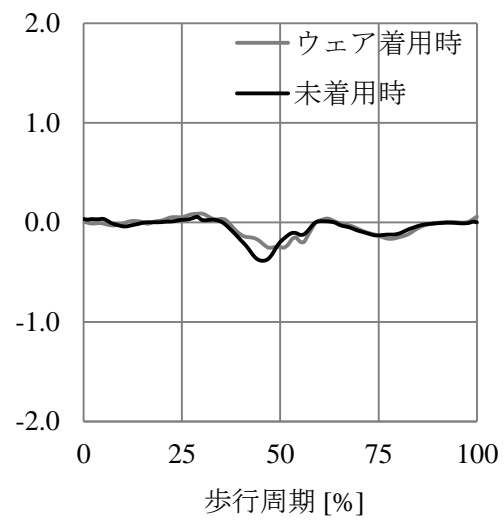


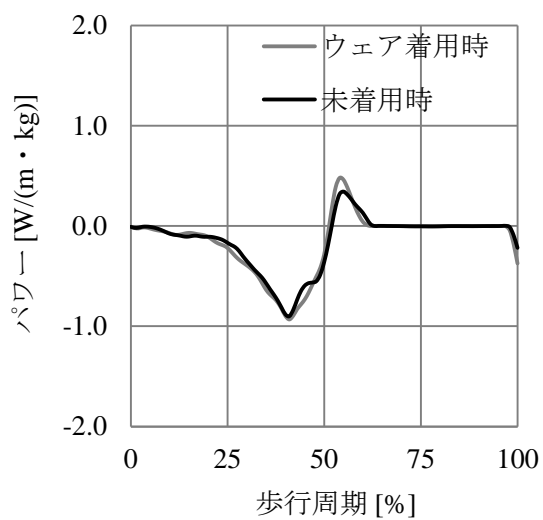
図 5-12 (a) 股関節屈伸パワー測定結果 (上り動作)
 (b) 膝関節屈伸パワー測定結果 (上り動作)
 (b) 足関節屈伸パワー測定結果 (上り動作)



(a)



(b)



(c)

図 5-13 (a) 股関節屈伸パワー測定結果 (下り動作)
 (b) 膝関節屈伸パワー測定結果 (下り動作)
 (b) 足関節屈伸パワー測定結果 (下り動作)

5-5-7 支援モーメント

上り動作時の歩行支援ウェアによる股関節まわりの支援モーメントを図 5-14 (a), 下り動作時の歩行支援ウェアによる股関節まわりの支援モーメントを図 5-14 (b)に示す. 図の実線は平均値, 破線は $\pm 1SD$ を示しており, 伸展方向が正である. 図は各被験者の身長と体重の積で正規化した値を示している.

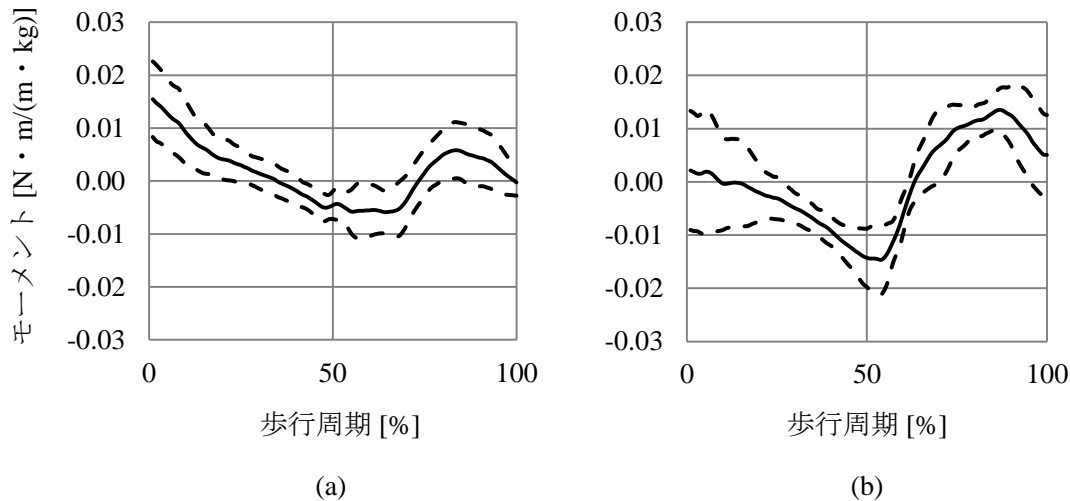


図 5-14 (a) 上り動作時支援モーメント
(b) 下り動作時支援モーメント

5-5-8 股関節モーメント比較結果

平地歩行評価実験時と同様に, 4-4-2 で述べた解析方法で歩行支援ウェアの効果を除去した股関節屈伸モーメントを算出した. 図 5-15 に上り動作時, 図 5-16 に下り動作時の算出結果を示す. 両者を比較することで歩行支援ウェアの支援効果を評価した.

図 5-17 に上り動作時と下り動作時の 1 歩行周期中の股関節屈伸モーメントの積分値を示す. 上り時には歩行支援ウェアの着用により積分値の平均が約 15%有意に減少し, 下り時には歩行支援ウェアの着用により積分値の平均が増加している傾向が見られた.

図 5-18 (a)に上り動作時と下り動作時の 1 歩行周期中の股関節屈曲モーメントの積分値, 図 5-18 (b)に上り動作時と下り動作時の 1 歩行周期中の股関節伸展モーメントの積分値を示す. 股関節屈曲モーメントについては, 上り時には歩行支援ウェア着用による変化は見られなかったが, 下り時には歩行支援ウェア着用により減少している傾向が見られた. また股関節伸展モーメントについては, 上り時には歩行支援ウェア着用により約 15%有意に減少し, 下り時には歩行支援ウェア着用により増加している傾向が見られた.

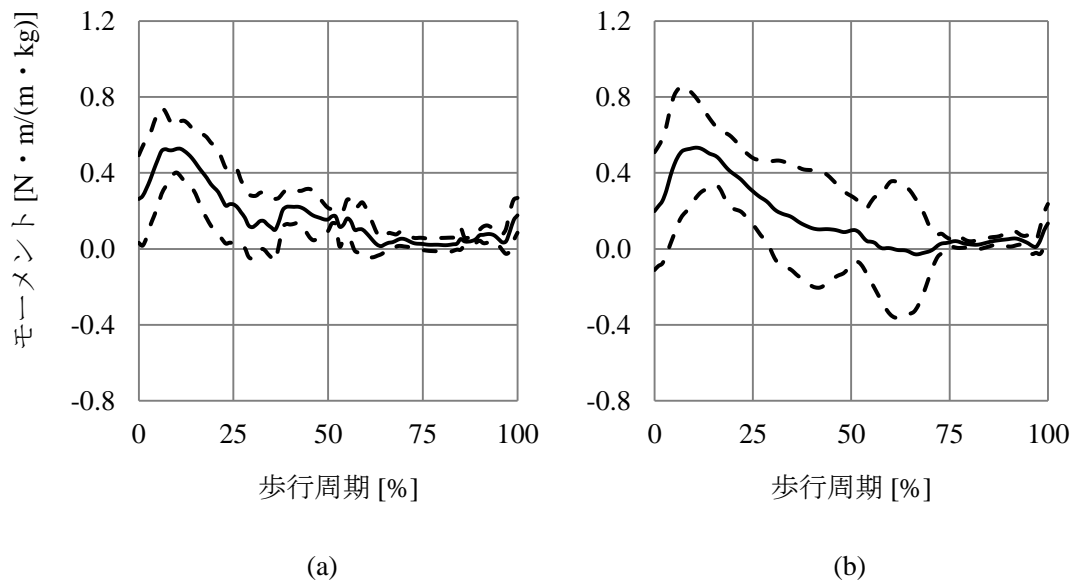


図 5-15 (a) 歩行支援ウェア着用時股関節屈伸モーメント（上り動作）
(b) 歩行支援ウェア未着用時股関節屈伸モーメント（上り動作）

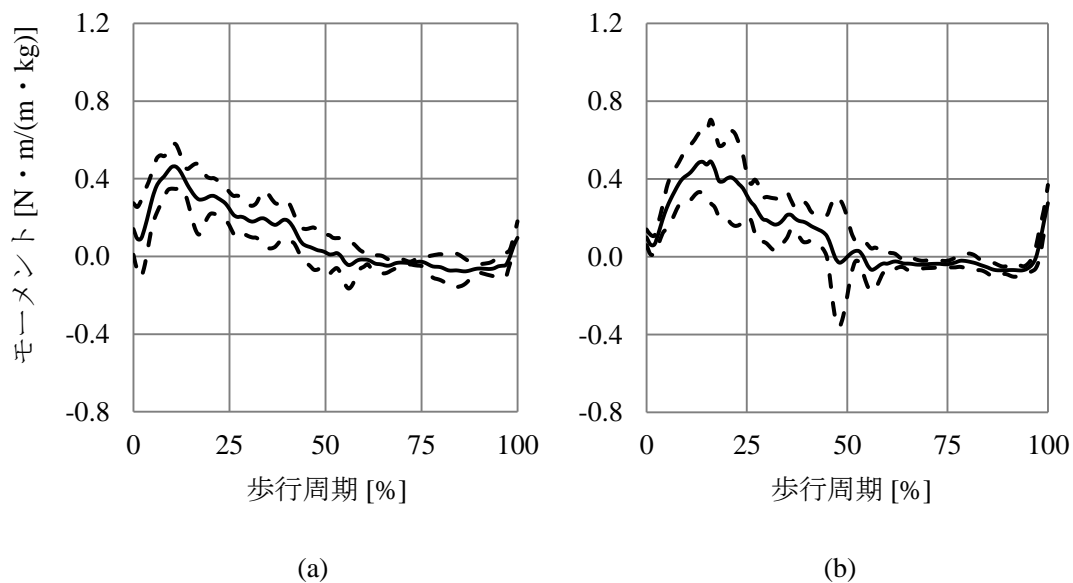


図 5-16 (a) 歩行支援ウェア着用時股関節屈伸モーメント（下り動作）
(b) 歩行支援ウェア未着用時股関節屈伸モーメント（下り動作）

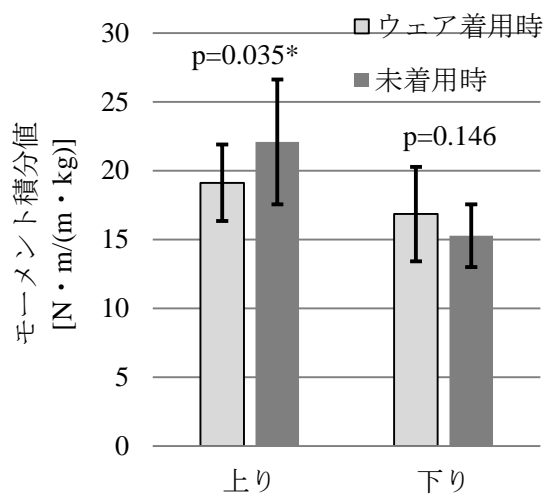


図 5-17 股関節屈伸モーメント比較結果

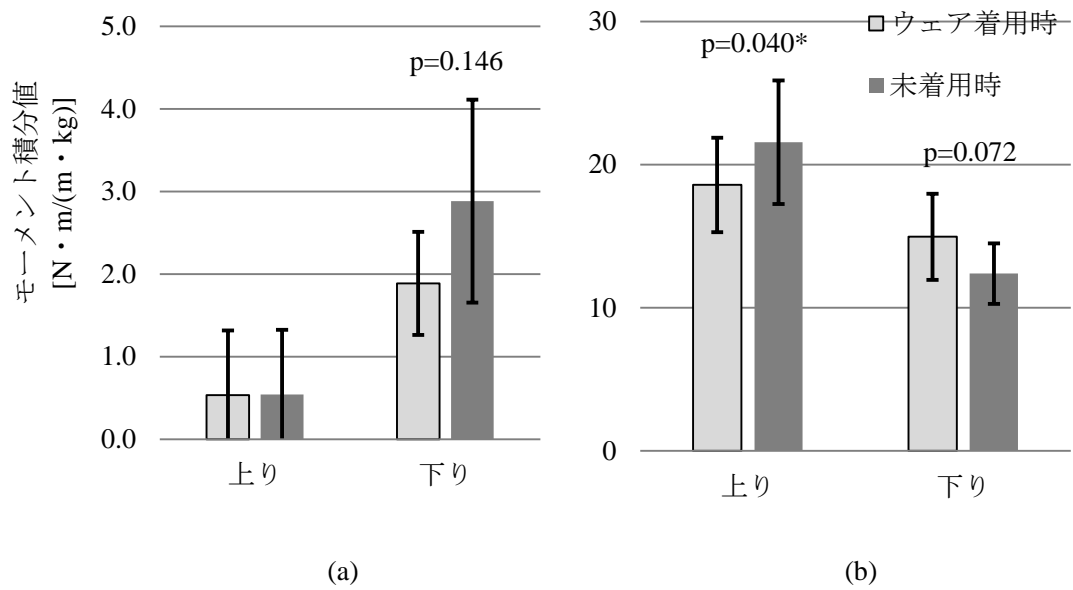


図 5-18 (a) 股関節屈曲モーメント比較結果
(b) 股関節伸展モーメント比較結果

5-5-9 筋電図

筋電図測定結果を図 5-19 に示す。図は 1 歩行周期中の%MVC の平均値を示している。本実験では歩行支援ウェア着用時と未着用時で有意な差は見られなかった。

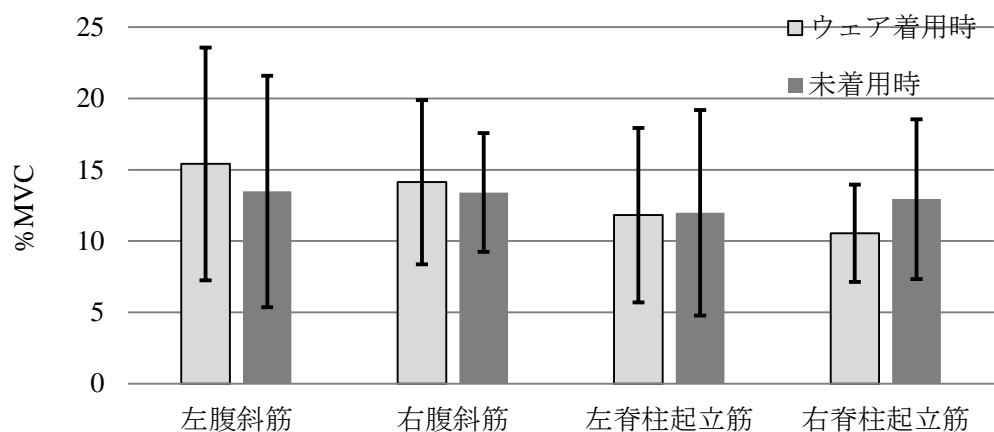


図 5-19 筋電図測定結果

5-5-10 官能実験

SD 法結果を図 5-20 に示す。実線は歩行支援ウェア着用時の評点の平均値、破線は未着用時の評点の平均値を示している。全体的に歩行支援ウェア着用時に不快感は増す傾向が見られ、“不快-快適”、“落ち着かない-落ち着く”、“きつい-ゆるい”、“重い-軽い”、抵抗がある-抵抗がない“、不自由な-自由な”の 6 項目で有意な差が見られた。

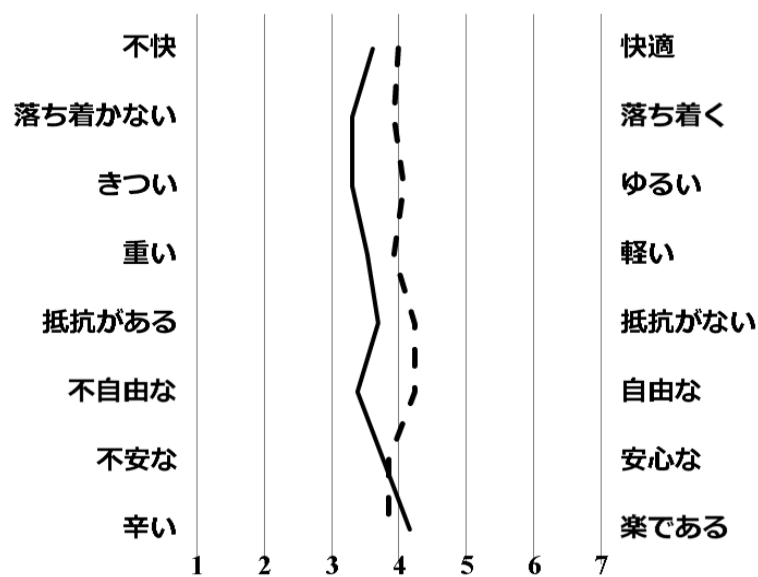


図 5-20 SD 法結果

5-6 考察

5-6-1 階段歩行時の歩行支援効果

図 5-17 に示した股関節モーメントの比較結果から、上り動作時は歩行支援ウェア着用により約 15%の有意な減少、下り動作時は歩行支援ウェア着用により約 14%の増加傾向があることがわかった。このことから、上り動作時は歩行支援ウェア着用により支援効果が得られるが、下り動作時は歩行支援ウェア着用により負担が大きくなることが考えられる。

また図 5-18 に示した屈曲モーメントと伸展モーメントそれぞれの比較結果から、上り動作時は歩行支援ウェア着用により伸展モーメントに有意な減少があるのに対し、下り動作時は歩行支援ウェア着用により伸展モーメントに増加傾向があることがわかった。

この伸展モーメントの増減の違いは、上り動作時と下り動作時での股関節屈伸角度の違いと、体幹運動の違いに起因するものと考えられる。まず図 5-6 に示した上り動作時の股関節屈伸角度と図 5-7 に示した下り動作時の股関節屈伸角度を比較すると、歩行周期 0%の踵接地時において上り動作時は約 30° の屈曲角度なのに対し、下り動作時は約 15° と上り動作時に比べて半分ほどの屈曲角度であることがわかる。また体幹運動の違いについて、図 5-19 (a)に上り動作時の体幹前傾角度、図 5-19 (b)に下り動作時の体幹前傾角度を示す。体幹前傾角度には筋骨格モデルより算出された腰部関節の屈伸角度を用い、屈曲（前傾）を正、伸展（後傾）を負としている。図 5-19 (a)の上り動作時の体幹前傾角度は約 15° の辺りを推移しているのに対し、図 5-19 (b)の下り動作時の体幹前傾角度は約 5° と上り動作時に比べて半分以下であることがわかる。

以上のことから考察すると、上り動作時は図 5-20 に示すように股関節屈曲角度が大きいことで下肢部伸展支援ベルトの張力が増加し、体幹前傾角度が大きいことで体幹部伸展支援ベルトの張力が増加する。この 2 つの動作によって伸展側を支援するベルトの張力が増加し、大きい伸展側の支援モーメントが得られる。一方下り動作時は図 5-21 に示すように股関節屈曲角度が小さいことで下肢部伸展支援ベルトの張力が減少し、体幹前傾角度が小さいことで体幹部伸展支援ベルトの張力が減少する。この 2 つの動作によって伸展側を支援するベルトの張力が減少し、伸展側の支援モーメントが得られない状態となる。この状態から股関節を伸展させると屈曲側を支援するベルトの張力が発生し、そのときの屈曲側の支援モーメントが股関節伸展を阻害したものと考えられる。

図 5-14 に示した支援モーメントを比較しても、図 5-14 (a)の上り動作時の支援モーメントは歩行周期 0%の踵接地付近において大きな伸展モーメントが発生しているのに対し、図 5-14 (b)の下り動作時の支援モーメントは歩行周期 0%の踵接地付近において伸展モーメントがほとんど発揮できておらず、その後すぐに屈曲モーメントが発生していることがわかる。

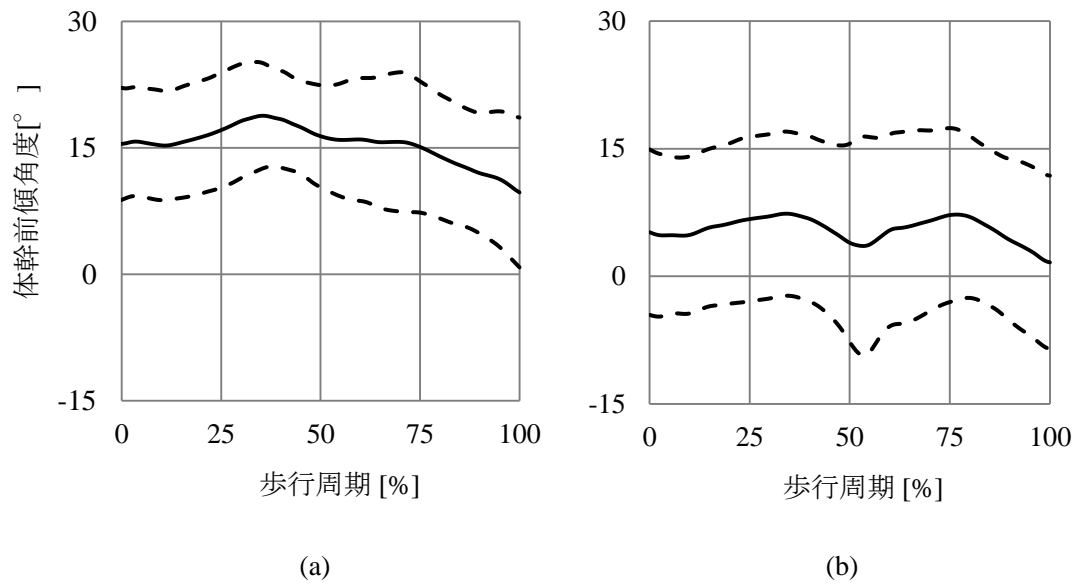


図 5-19 (a) 上り動作時体幹前傾角度
(b) 下り動作時体幹前傾角度

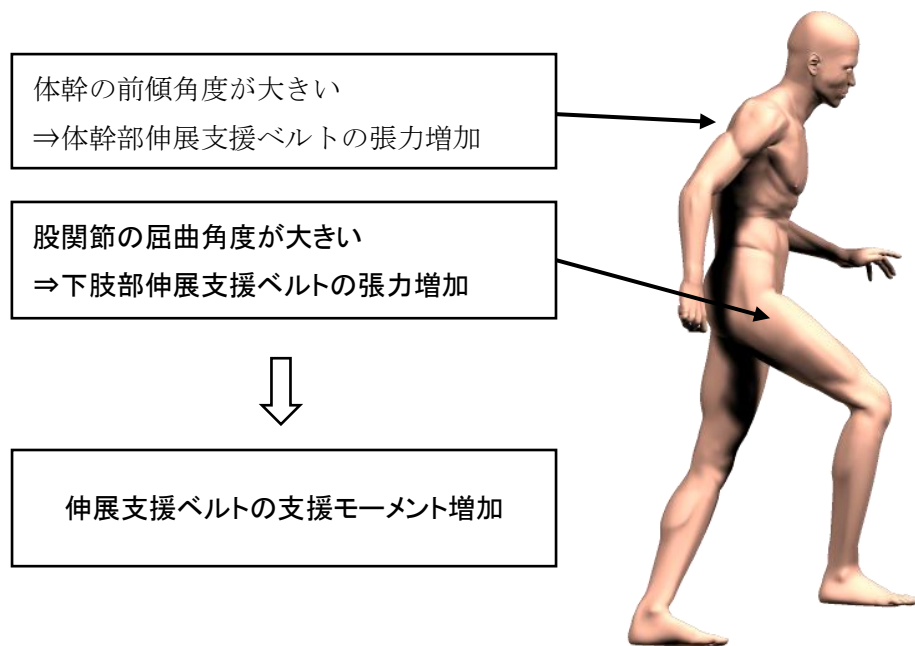


図 5-20 上り動作時の支援モーメント発生過程

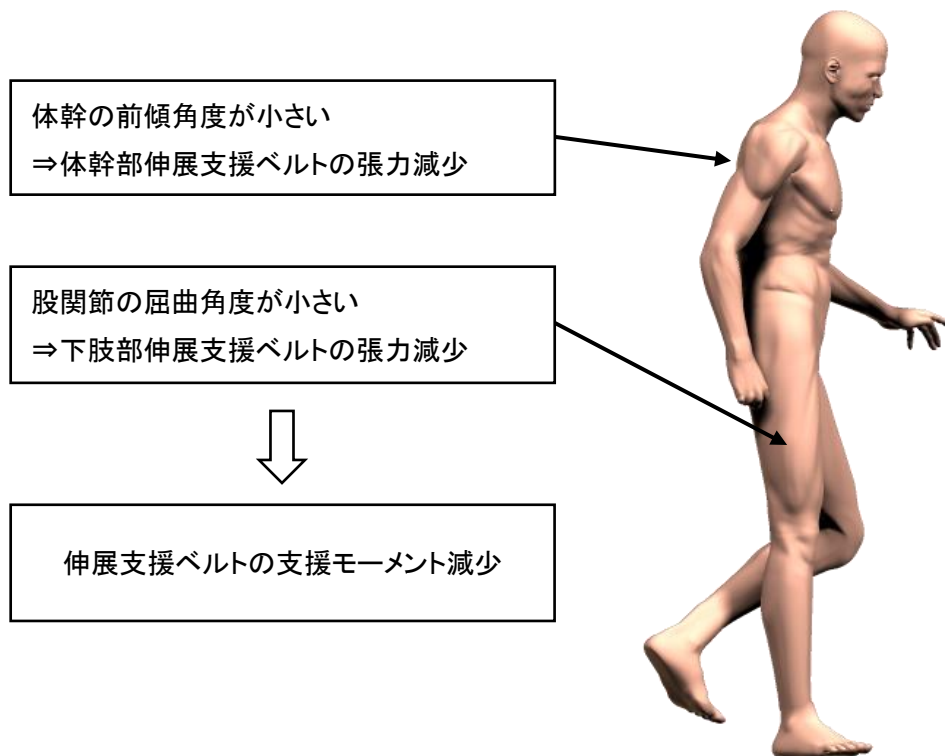


図 5-21 下り動作時の支援モーメント発生過程

5-6-2 体幹負担と不快感

体幹部分の筋電図測定結果より，歩行支援ウェア着用によって筋電図に変化は見られなかった．このことから，歩行支援ウェア着用によって体幹部分の著しい筋負担になることは無いものと考えられる．また官能実験の結果より，歩行支援ウェアが着用者へ不快感を与えていることがわかった．これらの結果は平地歩行評価実験時と同様のものであり，階段歩行時においてもエラストマーベルトによる体の圧迫などが着用者へ不快感を与えていることが推測される．

また平地歩行の結果と比較したところ，平地歩行時と階段歩行時で筋電図や官能実験の結果に差は見られなかった．つまり平地歩行時に比べ階段歩行時に体幹部分への筋負担や不快感に変化は見られなかったため，4-6-2 で述べた平地歩行時の不快感低減と同様の対策を行うことで，階段歩行時での着用時の不快感を低減できるものと考えられる．

5-6-3 膝関節への影響

平地歩行評価実験と同様の方法で、膝関節への影響を調査した。図 5-22 (a)に上り動作時の膝関節まわりに発生する支援モーメント、図 5-22 (b)に下り動作時の膝関節まわりに発生する支援モーメントを示す。これらのモーメントを基に膝関節モーメントを算出した。上り動作時の歩行支援ウェア着用時と未着用時の膝関節屈伸モーメントを図 5-23 に、下り動作時の歩行支援ウェア着用時と未着用時の膝関節屈伸モーメントを図 5-24 に示す。

図 5-25 に上り動作時と下り動作時の 1 歩行周期中の膝節屈伸モーメントの積分値、図 5-26 (a)に上り動作時と下り動作時の 1 歩行周期中の膝関節屈曲モーメントの積分値、図 5-26 (b)に上り動作時と下り動作時の 1 歩行周期中の膝関節伸展モーメントの積分値を示す。上り動作時と下り動作時の全てで歩行支援ウェアの着用により積分値の平均に統計的有意差はなかったが、下り動作時の屈伸モーメントは歩行支援ウェア着用によりやや増加している傾向が見られ、中でも屈曲モーメントに増加している傾向が見られた。

この原因として、5-6-1 に述べた下り動作時の股関節と体幹運動による影響と、下り動作時の膝関節屈曲角度による影響の 2 つが考えられる。まず下り動作時の股関節と体幹運動は 5-6-1 で述べたものと同様で、股関節屈曲角度と体幹前傾角度が小さいことから伸展支援モーメントが働かないことである。また下り動作時の膝関節屈曲角度については、図 5-7 に示した下り動作時の膝関節角度を見ると、歩行周期 60%のつま先離地付近で膝関節が大きく屈曲していることがわかる。

以上の結果から考察すると、下り動作時は図 5-27 に示すように股関節屈曲角度と体幹前傾角度が小さいことから伸展支援ベルトの張力が減少し、屈曲支援ベルトの張力が増加していく。この屈曲支援ベルトは下腿前方に固定されているため、屈曲支援ベルトによって発生した張力は膝関節を伸展させるモーメントになる。さらに膝関節が大きく屈曲することで屈曲支援ベルトの張力は増加し、膝関節を伸展させるモーメントは更に増加する。これらの効果により、下り動作時は膝関節を伸展させるモーメントが大きく発生することとなり、膝関節の屈曲を阻害する。

図 5-22 に示した支援モーメントを比較しても、図 5-22(a)の上り動作時の支援モーメントは屈曲モーメントと伸展モーメントの両方が発生しているのに対し、図 5-22 (b)の下り動作時の支援モーメントは伸展モーメントの割合が大きいことがわかる。

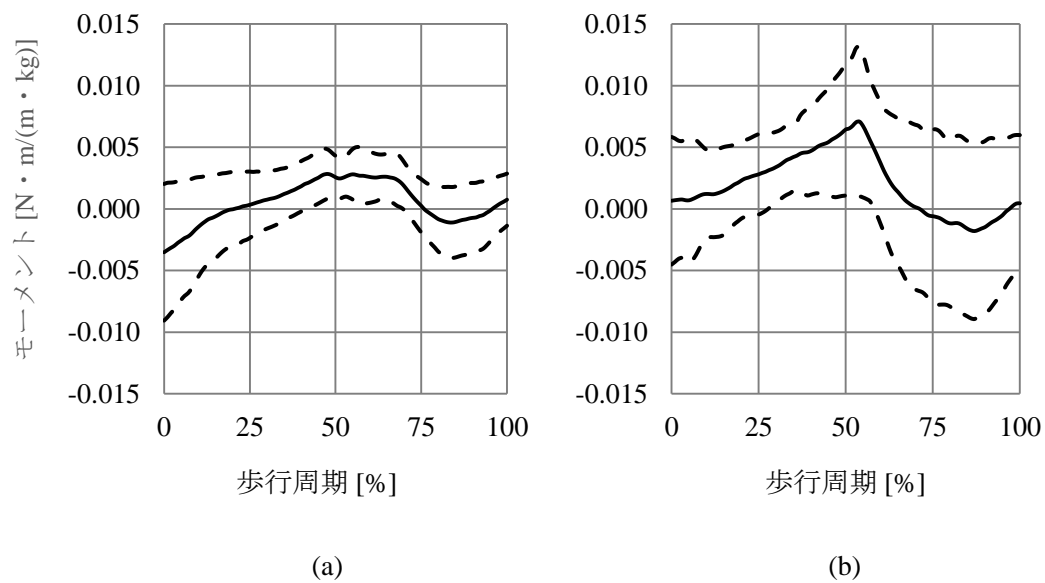


図 5-22 (a) 膝関節まわりに発生する支援モーメント（上り動作）
 (b) 膝関節まわりに発生する支援モーメント（下り動作）

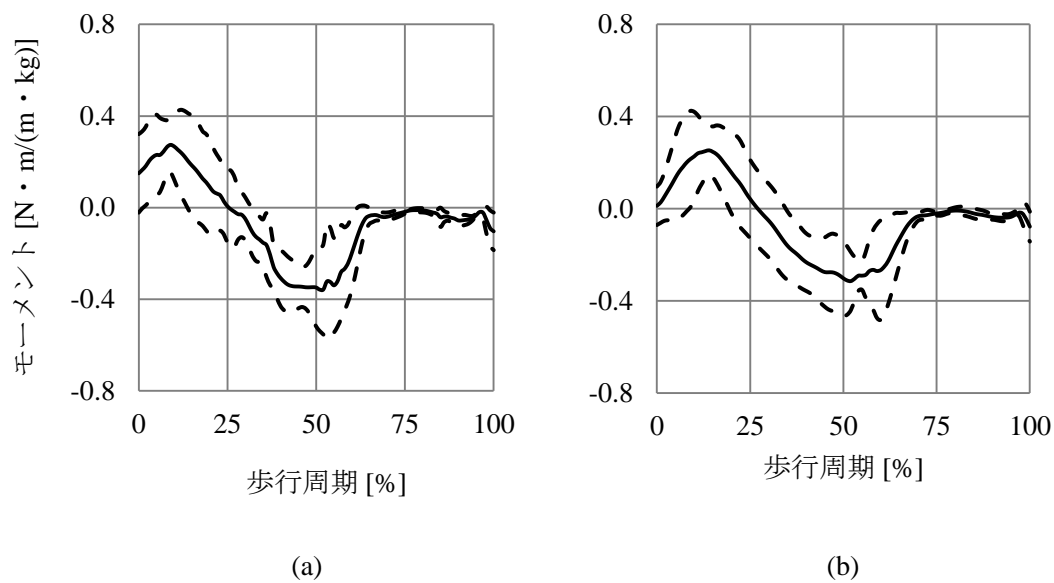


図 5-23 (a) 歩行支援ウェア着用時膝関節屈伸モーメント（上り動作）
 (b) 歩行支援ウェア未着用時膝関節屈伸モーメント（上り動作）

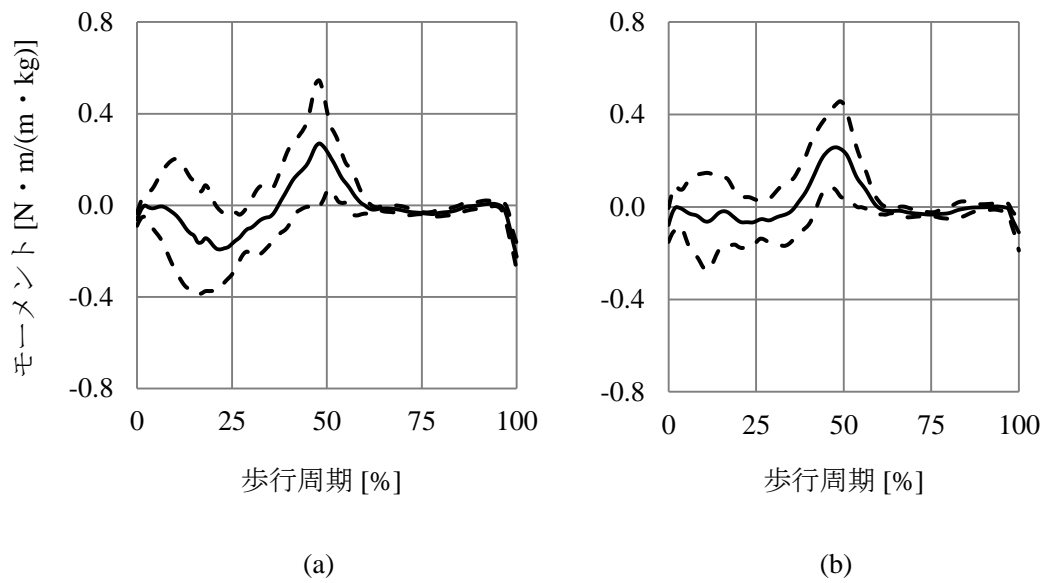


図 5-24 (a) 歩行支援ウェア着用時膝関節屈伸モーメント（下り動作）
 (b) 歩行支援ウェア未着用時膝関節屈伸モーメント（下り動作）

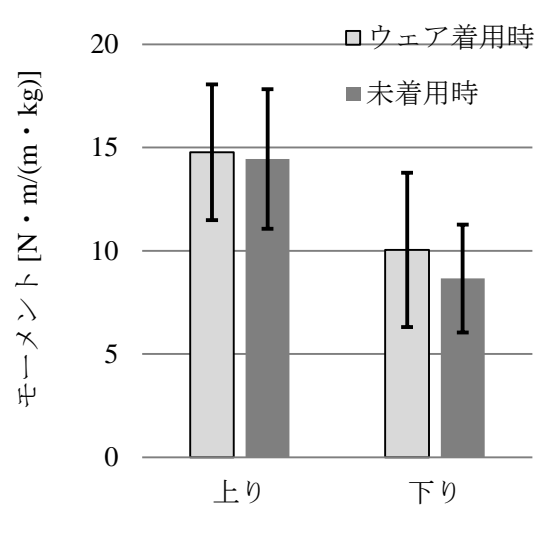


図 5-25 膝関節屈伸モーメント比較結果

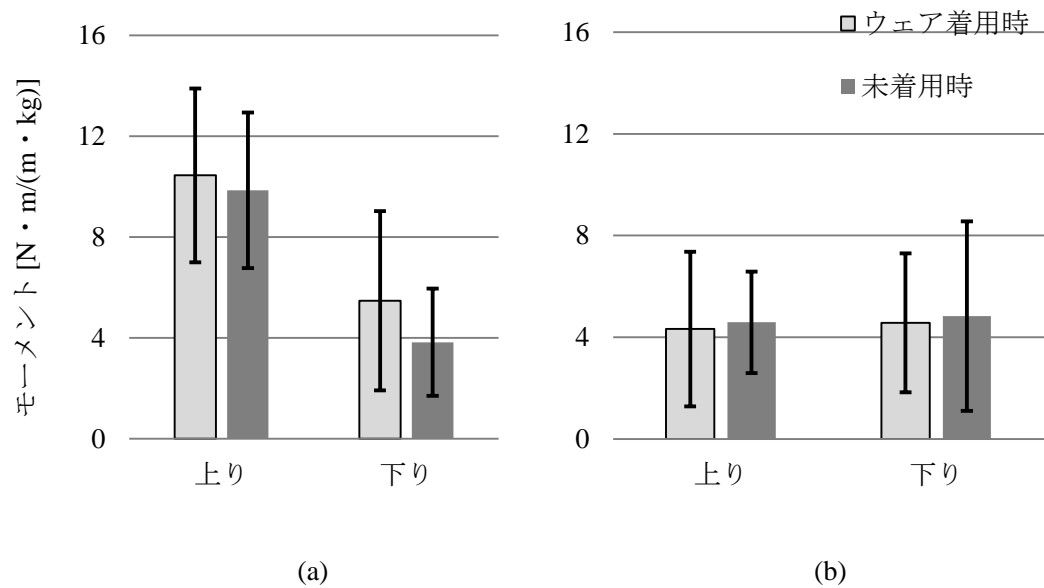


図 5-26 (a) 膝関節屈曲モーメント比較結果
(b) 膝関節伸展モーメント比較結果

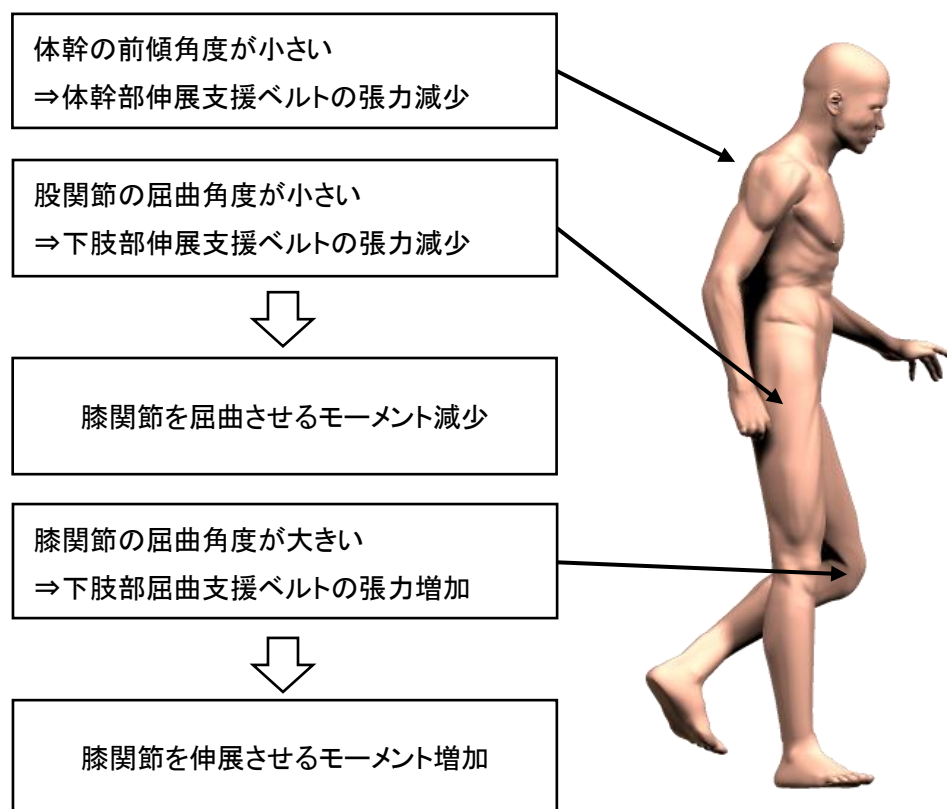


図 5-27 膝関節まわりの支援モーメント発生過程

第 6 章 結論

6-1 結論

本研究では体幹運動を用いて下肢運動を支援する歩行支援ウェアの開発を行った。基本的な歩行支援機構を考案後、歩行支援ウェアに装着するエラストマーベルトの位置と素材の最適化に基づき、新たな歩行支援ウェアを製作した。

歩行支援ウェアを製作後、機能評価実験を行った。平地歩行評価実験では以下の成果が得られた。

- 平地歩行中の両脚支持期から遊脚後期にかけての股関節屈伸モーメントに約 25%の支援効果が得られ、歩行支援効果の高い歩行支援ウェアの開発に成功した。
- 平地歩行中の両脚支持期から遊脚後期にかけての股関節屈曲モーメントに約 20%、股関節伸展モーメントに約 30%の支援効果が得られ、股関節屈曲と股関節伸展の両方を支援可能な歩行支援ウェアの開発に成功した。
- 評価実験を行った被験者 13 名の結果より高齢者が着用した場合の支援効果を推測したところ、体格や体幹運動の小さい場合でも約 25%の支援効果を得ることが可能であると考えられる。

階段歩行実験では以下の成果が得られた。

- 上り動作時の股関節伸展モーメントに約 15%の支援効果が得られ、階段の上り動作を支援できることがわかった。
- 下り動作時の股関節伸展モーメントに約 14%の負担増加が見られ、階段の下り動作を阻害してしまうことがわかった。

6-2 今後の展望

本研究で開発した歩行支援ウェアについては、実用性を上げるために歩行支援ウェアが着用者へ与える不快感の低減が必要である。具体的には首元の圧迫を避けることや、着用者が圧迫を感じにくい位置にベルトを配置することなど、エラストマーベルトの圧迫を低減する工夫が必要であると考えられる。

また本研究で開発した歩行支援ウェアは平地歩行の支援を目的としているが、階段の上り動作に対しても支援可能であることがわかった。そのため階段や坂の上り動作の支援を目的とした歩行支援ウェアに応用できると考えられる。

[参考文献]

- Asbeck, A. T., Schmidt, K., Walsh, C. J., Soft exosuit for hip assistance, *Robotics and autonomous systems*, Vol. 73 (2015), pp. 102-110.
- Bryant, D. A., Wevers, H. and Lowe, P. J., Method of data smoothing for instantaneous centre of rotation measurements, *Medical & Biological Engineering & Computing*, Vol. 22, No. 6 (1984), pp. 597-602.
- ダイヤ工業株式会社 HP, <http://www.daiyak.co.jp/index.html>, (参照日 2015 年 2 月 6 日)
- Gracovetsky, S, *The Spinal Engine*, Springer-Verlag (2000).
- 長谷和徳, 筋骨格モデルによる動作解析, *人間工学*, Vol. 50, No. 5 (2014), pp. 138-146.
- 原口直登, 長谷和徳, 林祐一郎, 吉田正樹, 上肢から下肢への運動伝達に基づく無動力歩行アシスト装具の開発, *人間工学*, Vol. 51, No. Supplement, pp. S288-S289.
- Harvard Biodesign Lab HP, <http://biodesign.seas.harvard.edu/home> (参照日 2017 年 1 月 9 日)
- 林憲器, 長谷和徳, 原口直登, 吉田正樹, 歩行支援用具, 特開 2016-87188.
- Hof, A. L., Scaling gait data to body size, *Gait & Posture*, Vol. 4, No. 3 (2014), pp. 222-223.
- 本田技研工業株式会社 HP, <http://www.honda.co.jp/>, (参照日 2015 年 2 月 6 日)
- Humphries, B., Triplett-McBride, T., Newton, R. U., Marshall, S., Bronks, R., McBride, J., Hakkinen, K. and Kraemer, W. J., The relationship between dynamic, isokinetic strength and bone mineral density in a population of 45 to 65 year old woman, *Journal of Science and Medicine in Sport*, Vol. 2, No. 4 (1999), pp. 364-374.
- 飯田友樹, 山崎信寿, 布の弾性を利用した起立支援ズボンの開発, *日本機械学会論文集 C 編*, Vol. 72, No. 713 (2006), pp. 176-181.
- Imamura, Y., Tanaka, T., Suzuki, Y., Takizawa, K. and Yamanaka, M., Motion-based-design of elastic material for passive assistive device using musculoskeletal model, *Journal of Robotics and Mechatronics*, Vol. 23, No. 6 (2011), pp. 978-990.
- 井上正明, 小林利宣, 日本における SD 法による研究分野とその形容詞対尺度構成の概観, *教育心理学研究*, Vol. 33, No. 3 (1985), pp. 253-260.
- 石坂高英, 腱・靱帯に作用する張力の in vivo 計測のためのバックルトランスデューサの試作, *北海道大学電子科学研究所技術部技術研究報告集*, Vol.1 (1992), pp.47-51
- 日科技連官能検査委員会, 官能検査ハンドブック, 日科技連出版社 (1983)
- 株式会社モリタホールディングス HP, <http://www.morita119.com/>, (参照日 2015 年 2 月 6 日)
- 株式会社スマートサポート HP, <http://smartsupport.co.jp/>, (参照日 2017 年 1 月 9 日)
- 金俊東, 久野譜也, 相馬りか, 増田和実, 足立和隆, 西嶋尚彦, 石津政雄, 岡田守彦, 加齢による下肢筋量の低下が歩行能力に及ぼす影響, *体力科学*, Vol. 49, No.5 (2000), pp. 589-596.
- Murphy, S. D. and Robertson, G. E., Construction of a high-pass digital filter from a low-pass digital filter, *Journal of Applied Biomechanics*, Vol. 10, No.4 (1994), pp. 374-381.
- 小川和徳, 高橋啓太, 門脇章人, 島谷康司, 長谷川正哉, 辻敏夫, 栗田雄一, 機能性アンダー

- ウェアの動作補助パーツ取り付け位置が運動補助効果に与える影響, 人間工学, Vol. 51, No. suppl. (2015), pp. S278-S279.
- 佐藤帆紡, 川端共良, 田中文英, 山海嘉之, ロボットスーツ HAL による移乗介助動作の支援, 日本機械学会論文集 C 編, Vol. 76, No. 762 (2010), pp. 227-235.
- Thijssen, D. H., Paulus, R., Van Uden, C. J., Kooloos, J. G. and Hopman, M. T., Decreased energy cost and improved gait pattern using a new orthosis in persons with long-term stroke, Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, Vol. 88, No. 2 (2007), pp. 181-186.
- 筑波大学山海研究室 HP, <http://sanlab.kz.tsukuba.ac.jp/> (参照日 2016 年 12 月 19 日)
- 植松光俊, 金子公有, 高齢女性の自由歩行における下肢関節モーメント, 理学療法学, Vol. 24, No. 7 (1997), pp. 369-376.
- Van Emmerik, R. E., McDermott, W. J., Haddad, J. M. and Van Weegen, E. E., Age-related changes in upper body adaptation to walking speed in human locomotion, Gait & Posture, Vol. 22, No. 3 (2005), pp. 233-239.
- Winter, D. A., Biomechanics and motor control of human movement, John Wiley & Sons (2005).
- 安原謙, 島田圭, 小山泰司, 井土哲也, 菊池敬士郎, 遠藤洋介, リズム歩行アシスト (2009), Honda R&D Technical Review, Vol.21, No.2 (2009), pp.54-62

謝辞

本研究を行うにあたって、様々な御指導、御助言をして下さいました長谷和徳教授に深く御礼申し上げます。また本論文の副査をしていただいた吉村卓也教授、本田智准教授に御礼申し上げます。

研究を様々な面から支援していただいた林憲器様、大阪電気通信大学吉田正樹教授、文化学園大学永井伸夫教授に心から御礼申し上げます。

さらに歩行支援ウェア製作時にご支援下さいました文化学園大学大学院坂東茜様、瀬尾香様、松井有子様、張力計製作時にご支援下さいました大津玲滋様、特許出願時にご支援下さいましたお茶の水内外特許事務所中村理弘様に感謝申し上げます。

最後に人間機械システム研究室の林祐一郎助教授、吉田真助教授ならびに学生の皆様方のご協力に感謝申し上げます。

平成 29 年 1 月

原口 直登